



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102573604 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080037799. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 06. 24

A61B 1/005 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/008 (2006. 01)

0910951. 3 2009. 06. 24 GB

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 02. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2010/001237 2010. 06. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02010/149969 EN 2010. 12. 29

(71) 申请人 皇家创新公司

地址 英国伦敦

(72) 发明人 杨广中 D·P·努南 尚建中

V·维蒂埃罗

(74) 专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有

限公司 44205

代理人 冯剑明

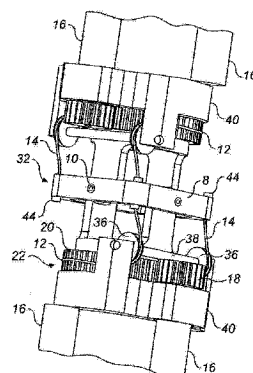
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 48 页

(54) 发明名称

连接装置

(57) 摘要

本发明公开了一种可驱动连接,其具有传递构件例如环形齿轮,与一连接构件关联,并可通过该构件绕纵轴旋转。特别是公开了两个自由度的可驱动连接,其包括腱驱动连接装置,该装置在连接装置体周围和内部设有传递构件,以把作动力从驱动装置传递到两个腱,所述两个腱驱动该连接装置的旋转自由度。本发明还公开了一种分段设备例如内窥镜,其包括多个这类连接,例如限定用于器械的灵活的和可操纵的导管。



1. 一种连接装置,其包括第一连接构件、传递构件,与第一连接构件关联的驱动装置,以及可移动地连接至第一连接构件的第二连接构件,其中传递构件可通过驱动装置驱动,以绕纵向位于第一连接构件内的轴旋转,引起第一和第二连接构件相对于彼此移动。

2. 一种如权利要求 1 要求保护的连接装置,其中所述第一连接构件通过枢轴可转动连接至第二连接构件,并且所述连接装置包括固定到枢轴任一边的第二连接构件上的第一和第二腱部分,设置所述传递构件来将力传递至第一和第二腱部分,以引起第二连接构件相对于第一连接构件的移动。

3. 一种如权利要求 2 要求保护的连接装置,其中所述传递构件限定了一阀芯,所述第一和第二腱绕在所述阀芯上,使得所述阀芯沿一个方向的旋转给出所述第一腱部分和纳入所述第二件部分,以及所述阀芯在另一方向的旋转给出所述第二腱部分和纳入所述第一腱部分。

4. 一种如权利要求 3 中要求保护的连接装置,其包括固定到所述阀芯以限定所述第一和第二腱部分的材料长度。

5. 一种如权利要求 3 要求保护的连接装置,其包括腱排布装置,其限定了每个腱部分的拐点,以从大致沿所述阀芯的方向到大致沿所述第一连接构件的方向经过每个腱部分,所述第一连接构件离开所述阀芯和传递构件。

6. 一种如权利要求 5 要求保护的连接装置,其中所述腱排布设置包括用于每个腱部分的至少一个滑轮。

7. 一种如权利要求 5 或权利要求 6 要求保护的连接装置,其中附着点在所述传递构件旋转时离开所述拐点限定的线运行,所述第一和第二腱部分在所述附着点处固定到所述传递构件上。

8. 一种如权利要求 7 要求保护的连接装置,其中所述线位于所述枢轴和所述附着点之间。

9. 一种如权利要求 5-8 要求保护的连接装置,其中所述腱排布设置包括用于每个腱的两个拐点,这样,所述腱能够改变方向两次。

10. 一种如权利要求 9 要求保护的连接装置,其中较接近所述第二连接构件的拐点位于较接近所述第一连接构件的拐点之间。

11. 一种如权利要求 2-10 要求保护的连接装置,其中所述枢轴位于所述第一连接构件和由各点限定的线之间,所述腱在所述点处附着到所述第二连接构件上。

12. 一种如权利要求 2-11 要求保护的连接装置,其中所述腱部分弹性附着到所述第二连接构件上。

13. 一种如权利要求 12 要求保护的连接装置,其中每个腱部分的一端附着到所述第二连接构件上并且每个腱部分的另一端附着到所述传递构件上。

14. 一种如权利要求 2-12 任一项要求保护的连接装置,其中所述腱部分可滑动地固定到所述第二连接构件上。

15. 一种如权利要求 14 要求保护的连接装置,其中每个腱部分的一端附着到所述第一连接构件上并且每个腱部分的另一端附着到所述传递构件上。

16. 一种如权利要求 14 要求保护的连接装置,其中所述腱部分从所述一端延伸至所述第二来凝结构件上的点,从第二连接上的所述电沿枢轴延伸至所述第二连接上的另一点,

并从所述第二连接构件上的所述另一点延伸至另一端。

17. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,当所述第一和第二连接构件对齐时,其限定了一通孔。

18. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,其中所述传递构件沿其至少部分圆周限定了一齿形表面来限定一齿轮,以及所述驱动装置包括一个与所述齿轮啮合的小齿轮。

19. 当引用权利要求 2 时,一种如权利要求 18 要求保护的连接装置,其中所述腱部分固定到所述传递构件上并与所述齿形表面邻近的一表面接触。

20. 当引用权利要求 2 时,一种如权利要求 18 要求保护的连接装置,其中所述腱部分固定到所述传递构件上,与所述齿形表面接触。

21. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,其中所述驱动装置固定到所述第一连接构件的外部。

22. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,其中所述传递构件至少部分围绕所述第一连接构件设置。

23. 一种如权利要求 1-19 任一项要求保护的连接装置,其中所述驱动装置设在所述第一连接构件内。

24. 一种如权利要求 1-19 或 23 任一项要求保护的连接装置,其中所述传递构件与所述第一连接构件的内表面相对设置。

25. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,其中所述驱动装置包括固定到所述第一连接构件的电动电机。

26. 一种如权利要求 25 要求保护的连接装置,其包括固定到所述第一连接构件的控制器,用于控制所述电动电机。

27. 一种如权利要求 26 要求保护的连接装置,其中所述控制器可通过数据总线寻址。

28. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,其中所述传递构件包括环形齿轮。

29. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,所述第二连接构件限定了一扭锁装置,用于将所述第二连接构件固定到另一连接装置上。

30. 一种如权利要求 29 要求保护的连接装置,其中所述扭锁装置具有互补的公和母装置,以锁住另一个相同的扭锁装置。

31. 一种如权利要求 30 要求保护的连接装置,所述母装置具有一开口,该开口比所述公装置的最大宽度要窄,所述宽度垂直于所述扭锁装置的切向方向。

32. 一种如权利要求 29、30 或 31 要求保护的连接装置,所述第二连接构件包括电气触点,当所述扭锁装置被锁定时,电气触点用于与另一连接装置上的相应触点滑动接合。

33. 一种如权利要求 32 要求保护的连接装置,所述接触弹性偏置以与相应的接触接合。

34. 一种如权利要求 32 或 33 要求保护的连接装置,所述接触具有圆形末端,用于与相应的接触接合。

35. 一种包括如权利要求 2-34 任一项要求保护的所述第一和第二连接装置的连接,所述第一和第二连接装置在各第二连接构件处安装在一起,或包括一共用的第二连接构件,使得所述第一连接装置的枢轴垂直于所述第二连接装置的枢轴,以限定两个自由度的连接。

36. 一种如权利要求 1 要求保护的连接装置,其中所述第二连接构件可绕所述轴旋转并固定到所述传递构件上,以随所述传递构件移动。

37. 一种如权利要求 36 要求保护的连接装置,其中所述传递构件设在所述第一连接构件周围或内部。

38. 一种如前述任一权利要求要求保护的连接装置,所述第二连接构件限定了一扭锁装置,用于将所述第二连接构件固定到另一连接装置上。

39. 一种如权利要求 38 要求保护的连接装置,其中所述扭锁装置具有互补的公和母装置,以锁住另一个相同的扭锁装置。

40. 一种如权利要求 39 要求保护的连接装置,所述母装置具有一开口,该开口比所述公装置的最大宽度要窄,所述宽度垂直于所述扭锁装置的切向方向。

41. 一种如权利要求 38、39 或 40 要求保护的连接装置,所述第二连接构件包括电气接触,当所述扭锁装置被锁定时,电气接触用于与另一连接装置上的相应接触滑动接合。

42. 一种如权利要求 41 要求保护的连接装置,所述接触 25 弹性偏置以与相应的接触接合。

43. 一种如权利要求 41 或 42 要求保护的连接装置,所述接触具有圆形末端,用于与相应的接触接合。

44. 一种一个自由度的连接,其包括如权利要求 1-34 或 36-43 中任一项要求保护的连接装置。

45. 一种分段设备,其包括多个如权利要求 35-44 要求保护的连接。

46. 一种如权利要求 45 要求保护的分段设备,其中所述连接相对于彼此设置,以穿过所述连接限定一器械孔,用于使器械传递通过所述设备。

47. 一种如权利要求 45 或 46 要求保护的分段设备,其中每个自由度的激活可通过共用数据总线控制。

48. 一种内窥镜,其包括如权利要求 45、权利要求 46、或权利要求 47 要求保护的分段设备。

49. 一种用于微创手术的手术工具,其包括如权利要求 45、权利要求 46、或权利要求 47 要求保护的分段设备。

连接装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可开动连接装置,特别是(但不限于)用于具有两个自由度的连接。连接装置具体的应用实施例包括可开动的铰接式内窥镜(endoscope)。

背景技术

[0002] 微创手术(MIS)通常由称为内窥镜的光学或数字观察设备引导通过自然的身体开口或小型人工切口来进行。传统内窥镜的中继光学元件采用一系列的消色差双合透镜。现代的内窥镜更通常地采用长得多的透镜。结合高品质的透镜和微型固态摄像头模组,内窥镜能够将来自患者内部解剖的影像传递到外部影像设备上。这给予了外科医生有效地观察患者内部的机会,不会引起不必要的损害。同样,根据使用的光学元件,产生的放大倍数可以进行十分详细的检查。

[0003] MIS 达到其临床目标并使患者的不舒适程度最小,这减少了患者的创伤,缩短了住院治疗时间,提高了诊断的准确性以及改善了治疗结果。MIS 虽然对患者有利,但是外科医生必须处理 MIS 中的诸多缺点,包括失去深度知觉和触觉反馈、增加了仪器控制的复杂性以及难以与工作环境协同。在 MIS 中,由于长的、刚性的、符合人体工程学的非自然仪器的使用伴有“支点效应”,外科医生的手需要以反直觉的方式移动,因此外科医生所具有的自由度也减少了。

[0004] 已知的常规内窥镜的发展包括单独的可执行部件,其协同地限定与内窥镜相应的空心导管。由于包含切口的手术中使用的内窥镜(例如腹腔镜或关节镜)尺寸决定了切口的大小,以及通常最好使患者身上的切口较小,执行机构最好以节约空间的方式设置。

[0005] 作为安全性特征,可执行部件最好可以在执行机构出现故障(例如由于停电)时相对于彼此移动,使得执行机构不通电时内窥镜是灵活的。这使得在例如停电的事件中将内窥镜从人体管腔中移除而不用考虑其形状成为可能。因此,执行机构最好是可以退回驱动的。另外,最好减少部件的移动阻力以便于作动力沿内窥镜准确地反馈和传递。基于这些原因,最好减少这类铰接部件执行机构组件的摩擦。

发明内容

[0006] 根据本发明的一方面,提供了根据权利要求的连接装置。

[0007] 在一些实施方案中,连接装置包括两个轴连接的连接构件,使得连接构件之一的腱(tendon)与其连接,这样,通过拉动腱,它就可相对于另一个连接构件摆动。传递构件设在另一连接构件周围或内部并与腱耦合来通过它们传递力,以引起连接构件相对于彼此移动。因此设置传递构件围绕位于另一连接构件内的轴旋转。该装置还包括驱动工具,用于驱动传递构件使其围绕第一构件旋转以传递力。

[0008] 有利地,通过设置传递构件围绕位于其中一个连接构件内的轴旋转,提供了高速减少和节省空间的力传递,因为传递构件被驱动的表面直径对于连接装置既定的横截面区域来说是大的。此外,由于传递构件本身在连接构件周围或内部旋转(而不是,例如,如果

使用简单的绞盘来驱动腱,在其旁边,),消除了腱沿驱动构件圆周的切向摩擦。

[0009] 在一些实施方案中,传递构件限定了一阀芯,包括被驱动表面或与被驱动表面分离,腱绕在其上,使得阀芯在一个方向上的旋转给出一个腱并带入另一个腱,以及阀芯在另一方向的旋转带入一个腱并给出另一腱。腱可作为固定到阀芯的单一长度的物质提供。在一些实施方案中,装置包括腱排布装置,其限定每一腱的拐点以从大致沿阀芯的方向到大致沿另一连接构件朝向一个连接构件的方向经过每一腱。腱排布装置可包括每一腱部分的至少一个滑轮。每一腱可包括两个滑轮,使腱改变方向两次,这在一些实施方案中可改进力的传递。有利地,腱可通过弹性附件(例如设置在每一腱末端和一个连接构件之间的压缩弹簧)连接至连接构件,它们连接到弹性附件上以在第一和第二连接部分相对于彼此在枢轴上转动时去除各种腱路径长度的任何松散。

[0010] 在一些实施方案中,每一腱部分的一端连接至第二连接构件并且每一腱部分的一端连接至传递构件。因此,一端固定在传递构件上而另一端因此固定在第二连接构件上。在其它实施方案中,腱部分可滑动地固定到第二连接构件并且每一腱部分的一端连接至第一连接构件以及每一腱部分的另一端连接至传递构件。一端因此固定在传递构件上而另一端因此固定在第一连接构件上。腱部分可运行到第二连接构件并沿枢纽跨过第二连接构件,然后返回第一连接构件。通过这种方式,至第二连接构件的力传递可加倍。

[0011] 在一些实施方案中,拐点限定一线,其离开由传递构件/阀芯上的附着点限定的平面,当传递构件旋转时,腱附着在附着点上。结果,传递构件旋转时,路径长度的增量变化随拐点之间附着点的位置和由此得到的由三个点限定的三角形的边上的改变而变化。这种变化与拐点和第二连接构件之间的腱的增量总路径长度改变的变化方向相反,因为相应三角形的边改变并因此至少部分补偿了路径长度的改变。另外,附着点的位移可促进施加于传递构件的力矩转换成在腱中产生的力(对于既定的腱力需要较少的施加力矩)。

[0012] 在一些实施方案中,当两个连接构件对齐是,连接装置限定了一通孔,使得例如手术器械科通过该孔。有利地,在一些实施方案中,驱动工具固定到连接构件的外面,这样就不会侵入为通孔提供的空间里面。或者,驱动工具可设在连接构件内,为连接构件提供平滑的外表面。

[0013] 在一些实施方案中,传递构件沿其至少部分圆周限定了一齿形表面以限定一齿轮,而驱动工具限定了相应的小齿轮与该齿轮啮合。传递构件可在整个连接构件周围或内部延伸,或者仅在其部分圆周周围延伸。同样,齿形表面可在传递构件的整个圆周范围上延伸,或仅在其部分圆周范围上延伸,以限定一扇形齿轮。

[0014] 在一些实施方案中,驱动工具包括安装到传递构件附件的连接构件上的电动机,用于驱动传递构件,例如使用上述的小齿轮。控制器可固定到连接构件上,用于局部控制驱动工具,以及在一些实施方案中,控制器可由数据总线寻址。

[0015] 在一些实施方案中,连接构件是这样的:连接构件围绕纵轴相对于彼此旋转。

[0016] 在一些实施方案中,连接包括两个如上所述安装在一起的连接装置,其各自的枢轴相互垂直,限定了可以与万向节相比的两个连接自由度。在一些实施方案中,连接包括单一自由度,例如以类似于以指头绕中间或远端连接的枢轴的方式。在一些实施方案中,分段设备包括多个这类连接以限定仪器孔,所述孔沿设备的长度穿过连接,这样,仪器例如手术器械可通过设备。一些实施方案提供了包括这种分段设备的内窥镜,例如腹腔镜或其它内

窥镜。有利地,普通的数据总线可控制分段设备的独立连接,这样,其沿设备长度的布线最少。

[0017] 在一些实施方案中,第二连接构件限定了将第二连接构件固定到另一连接装置的扭锁功能。这便于单个或多个连接设备的组装。扭锁功能可具有互补的公和母结构元件,以锁定另一相同的扭锁功能,在连接装置如何互联方面最大限度地提高灵活性,并且由于所有连接装置的扭锁功能可使用相同的模具,还减少了制造成本。扭锁功能可凭借具有开口的母结构元件固定到另一扭锁功能上,母结构元件比公结构元件的最大宽度要窄,公结构元件与扭锁功能的切线方向垂直。

[0018] 为了便于在整个如上所述由连接装置组装的分段设备上保持电气连接,第二连接构件可包括一个或多个电气触点,用于滑动接合扭锁功能锁定的另一连接装置的相应触点。为保证正连接,触点可弹性偏置以与另一连接装置的相应触点配合,例如通过加载弹簧。为实现用于锁定连接装置相对于彼此旋转的组对,触点可具有用于与另一相应触点配合的圆形末端。

附图说明

[0019] 仅出于描述的目的,现在参考附图,通过实施例的方式描述本发明的实施方案,其中:

图 1 显示了腱驱动两个连接自由度的透视图;

图 2a 和 2b 显示了图 1 中连接的下面的连接装置的放大透视图;

图 3 显示了该连接装置的另一放大视图,聚焦于驱动工具和传递构件之间的相互作用;

图 4 显示了连接装置自上而下的视图;

图 5-12 描绘了另一传递构件和腱排布;

图 13 描绘了三个连接构件形成两个连接的万向节的组合;

图 14 描绘了一分段设备,其包括如下所述参考图 1-13 的连接;

图 15 描绘了一手持分段设备;

图 16-18 描绘了几何路径长度补偿设计;

图 19-24D 描绘了与图 1-4 相应的具体路径长度补偿设计;

图 25-30D 描绘了与图 5-12 的实施方案相应的具体路径长度补偿设计;

图 31-36D 描绘了图 19-24 设计的变形的具体路径长度补偿设计;

图 37-42D 描绘了图 25-30 设计的变形的具体路径长度补偿设计;以及

图 43 描绘了一扭锁功能和另一腱排布装置;以及

图 44 描绘了带有一个纵向旋转自由度的连接装置。

具体实施方式

[0020] 参考图 1,二维、万向类型连接器 2 包括两个只有一个自由度的连接装置 4,每个连接装置 4 包括第一连接构件 6 和第二连接构件 8,由枢轴 10 连接在一起,连接构件 6、8 可相对于彼此绕其摆动。两个连接装置 4 可在其第二连接构件 8 处相互固定,这样,由枢纽 10 限定的各枢轴相互垂直,提供两个自由度的万向型连接活动。或者,两个第二连接构件 8

在一些实施方案中作为单一的元件提供,这样,连接包括两个连接到普通的第二连接构件 8 上的第一连接构件 6,连接构件 8 限定了两条相互垂直的枢轴,对应的第一连接构件可相对于第二连接构件绕枢轴摆动。

[0021] 参考图 2a 和 b、3 和 4,第一腱 12 和第二腱 14 固定到连接装置 4 的第二连接构件上。腱 12、14 在枢轴 10 各边的位置固定到第二连接构件上,这样,第一腱 12 的应力在一个方向例如顺时针方向上在第二连接构件的枢轴上转动,而第二腱 14 的应力在另一方向例如逆时针方向上在第二连接构件 8 的枢轴上转动。

[0022] 电动机 16 在连接构件 6 的外部固定到第一连接构件 6 上。在一些实施方案中,电动机为无刷直流电机。电机的转子耦合到小齿轮 18 上,小齿轮 18 与传递构件 22 的齿状表面 20 啮合。

[0023] 传递构件 22 通常使圆柱形的并且围绕第二构件 6 的直径设置,这样,其可以相对于第一连接构件 6 围绕纵向位于第一连接构件 6 内的轴旋转。传递构件 22 通过合适的轴承固定到第一连接构件 6 上,合适的轴承在不同的实施方案中例如滑动轴承,如由两个低摩擦材料涂覆例如 PTFE 涂覆的表面限定的滑动轴承,或滚柱轴承或滚珠轴承。

[0024] 小齿轮 18 的齿形表面与齿形表面 20 啮合,使得电机 16 带动的小齿轮 18 的旋转引致传递构件 22 围绕第一连接构件 6 旋转。这提供了一减速齿轮,对于第一构件 6 的既定直径,其具有最大的直径,降低了由电机 16 驱动的传递构件 22 的速度,如下所述驱动腱 12 和 14。另外,在一些实施方案中,小齿轮 18 通过另一减速步骤耦合到电机 16 上。

[0025] 传递构件 22 还限定了阀芯 24,腱 12 和 14 固定在阀芯 24 上。在一些实施方案中,阀芯 24 限定了用于引导腱 12 和 14 的各通道。腱绕传递构件 22 的圆周从附着点 28 围绕阀芯排布至腱引导 30,接着到达第二连接构件 8 上的定位点 32。通过减少阀芯 24 的直径,例如使其小于传递构件 24 的齿形或驱动表面的直径(这适用于所有具有单独阀芯部分的传递构件),可减少传递至第二连接构件的力。

[0026] 在一些实施方案中,齿形表面 20 和阀芯 24 沿传递构件 22 轴向间隔开。阀芯为腱 12 和 14 限定了两个轴向移位的轨道,使得腱从其各自的附着点 28 排布至其各自的腱引导 30 时,腱可重叠。腱引导 30 固定到第一连接构件上,桥接传递构件的轴向范围,使得每个腱在到达它自己的引导构件前从另一腱的腱引导 30 下面通过。

[0027] 每个腱引导 30 限定一通道,其用于将相应的腱 12、14 从沿阀芯的切向方向引导至通常沿第一连接构件 6 朝向第二连接构件 8 上的定位点 32 的方向上。这使传递构件 22 的旋转产生的切向力能够沿腱 12、14 传递,并通过引导腱 12、14 方向的改变将该力转化成通常沿连接构件的力,引起第二连接构件 8 绕其枢轴 10 摆动。

[0028] 枢轴 10、电机 16 和小齿轮 18、传递构件 22、腱引导 30 和定位点 32 从连接构件表面径向向外延伸,连接构件限定了以纵向通孔 26,其沿连接 2 的整个长度延伸穿过第一和第二连接构件 6、8。有利地,这可使器械通过通孔,这对于包括下面详细描述的多连接 2 的分段设备尤其有利。因为上面描述的特征从连接构件轴向向外延伸,通孔 26 不会被这类仪器或其它物体的光滑通道的障碍物搅乱。

[0029] 如将意识到的,当连接位于对齐位置时,穿过连接 2 的通孔可获得最大的横截面,而连接构件相对于彼此摆动时,实际上提供了一弯曲导管。

[0030] 参考图 5-12 的实施方案,这些实施方案具有替代的传递构件,现在描述腱的排

布。具体地,参考图 5-8,在一些实施方案中,传递构件 22 的齿状表面 20 还提供阀芯 24,并且腱 12、14 通过固定构件 34 例如螺丝固定到齿状表面上。腱 12、14 直接排布从固定构件 34 到传递构件 22 每边的各个滑轮的在齿状表面上。滑轮 36 可旋转地固定在共同的轴 38 上,轴 38 反过来由套圈 40 固定到位,套圈 40 还固定电机 16。腱 12、14 从滑轮 16 排布到枢轴 10 每一边的定位点 32。

[0031] 在一些实施方案中,腱末端弹性固定在附着点 28 处和 / 或定位点 32 处。具体地说,在一些实施方案中,压缩弹簧设在每个腱 12 的末端和第二连接构件 8 上的各定位点 32 之间,这样,腱 12 和 14 上的应力就会压缩各压缩弹簧。调节腱 12 和 14 的长度,使得第一和第二构件 6 和 8 对齐时,压缩弹簧处于部分压缩的构型,这样,当第一和第二连接构件 6 和 8 相对于彼此摆动时,腱 12 和 14 中的任何松动可由压缩弹簧解压缩而消除。这种装置旨在适应连接构件相对于彼此摆动时腱路径长度的细小改变,从而在腱运行过程中维持恒定的张力并减少连接中的反冲。

[0032] 在一些实施方案中,腱 12 和 14 可通过各腱末端和定位点 32 之间的弹簧锚定到第二连接构件 8 上,这样,通过拉伸弹簧可以产生弹性平衡力。

[0033] 在一些实施方案中,通过一块弹性材料例如聚合物材料取代弹簧可获得弹性附着,或者腱本身可提供弹性来保持连接构件摆动时的张力。

[0034] 具体参考附图 8,在一些实施方案中,第二连接构件 8 在每个角限定一通孔 42,用于容纳腱 12。腱 12 穿过通孔 42 并且其自由端固定到塞子 44 上。塞子 44 和通孔 42 限定了面对彼此的相应肩部 46、48,并且压缩弹簧 50 设在肩部之间,提供上述的弹性路径补偿。部分或全部塞子 44 可轮流提供通孔,使得来自另一第一连接构件 6 的另一腱 14 可运行穿过通孔并用另一塞子 44 固定在第二连接构件的相反面上。

[0035] 现在参考图 9-11 进行描述,在一些实施方案中,用内部传递构件 22 取代围绕第一连接 6 的传递构件(具有朝向外面的齿状表面)内部传递构件 22 可旋转地固定在第一连接构件 6 内并且相对于第一连接构件 6 的内表面设有朝向内部的齿形表面 20 和朝向外面的滑动表面 52。为减少摩擦,在一些实施方案中,用低摩擦材料涂覆滑动表面 52。减少摩擦的其它工具例如滚珠轴承或滚柱轴承用在其它实施方案中。

[0036] 从图 9 和 10 可见,几种部件包括连接构件 6 呈透明,现在将电机 16 置于连接构件 6 内并且小齿轮 18 与来自内部的齿状表面 20 啮合。从而通孔 26 由第一连接构件 6 的两个电机 16 填充(一个用来驱动每个连接单元末端的单轴),留下减少的空间用作器械通道,该通道由穿过通孔 26 设置的空心管 54 限定。

[0037] 在第一连接构件 6 之间,管 54 通过软管连接,该软管在第一连接构件 6 之间通过,穿过第二连接构件 8,连接邻近的管 54 (未显示)。或者,可不在第一连接构件之间连接管 54,或者器械通道可简单地由两个电机留下的通孔 26 的剩余部分限定。

[0038] 部分参考图 10,在一些实施方案中,低摩擦材料滑动表面 52 用滚珠轴承 53 取代或扩充。在一些实施方案中,电机 16 通过平头螺钉 55 固定到位。

[0039] 腱排布类似于参考图 5-8 的上述实施方案中的腱排布,腱都是围绕共同轴上的阀芯排布,该轴固定到第一连接构件 6 的弹簧加载定位点上,但是,与上述参考图 1-4 的实施方案类似,传递构件 22 限定了一单独的阀芯 24。在阀芯 24 上,腱在固定构件 34 的每边运行至滑轮 36。如上所述,通过减少阀芯 24 的直径,例如使其小于传递构件 24 的直径,可增

加传递至第二连接构件的力。

[0040] 齿状表面 20、电机 16 和小齿轮 18 的内部排列减少了可用于器械通道的空间,但反过来,其为第一连接构件 6 提供了平缓的外表面并且减少了连接装置的外径,在一些应用中这是优选的。

[0041] 参考图 12,在一些实施方案中,齿状表面 20 仅围绕部分传递构件 22 延伸。在如图 12 所示的实施方案中,传递机构是内置的,这样可通过将电机 16 以重叠构型设置来节约空间,不由电机 16 驱动的各传递构件 22 使用(内部)齿状表面 20 的部分缺失释放的空间。这使得第一连接构件 6 在纵向和横向都可制得更紧凑。

[0042] 在一些实施方案中,通过将阀芯 24 在传递构件 22 的外面横向靠近代替纵向靠近齿状表面 20 进一步节省纵向空间。可接近固定构件 34,并且固定构件可在窗口 35 自由地移动,并且腱可以在第一连接构件 6 内的凹陷空间(未显示)内自由移动。

[0043] 如图 12 中进一步的描绘,第一连接构件 6 在一些实施方案中包括一凹槽,其用于接收处理传感器数据和控制电机 16 的微处理器 57,下面将更详细描述。

[0044] 参考图 13,4 个自由度的部件链包括第一和第二连接构件,第一和第二连接构件如上所述包括三个第一连接构件 6,每个连接构件 6 包括电机和用在连接装置 6 每端的相应的驱动装置,这样,每个连接构件 6 在其每个末端处控制一个自由度。邻近的连接构件 6 相对于彼此旋转 90° ,在干预第二连接构件 8 处提供垂直的自由度。

[0045] 在图 13 描绘的实施方案中,连接构件 6 每个末端处的自由度是平行的。但是,在另外的实施方案中,每个连接构件的各自自由度可相对于彼此旋转 90° 。在一些实施方案中,连接构件 6 以相同的方向链接来限定第二连接构件 8 处的两个垂直的自由度。图 13 描绘了如上所述参考图 9-11 的第一连接构件 6 的连锁,描绘了所得链的平滑外表面,而连接构件 6 的具体装置可容易地互换而不损失一般性。同样,一个或多个第一连接构件 6 可直接摆动连接至邻近的第一连接构件,以限定 1 个指接自由度。

[0046] 要指出的是,多个实施方案参考图 5-13 进行描述,实施方案改动的特征参考图 1-4 描述,例如第二连接构件 8,传递构件 22,引导 30/ 滑轮 36,路径补偿加载、电机的内置或外置和驱动设置以及电机本身的设置。将理解的是,在某些程度上,这些特征相互独立,以及这些特征的任意一个或多个可以任何合适的与上述特征的组合为特征,取代相应的特征或加上现有的特征。

[0047] 参考图 14,内窥镜设备包括多个如上所述的连接 2,现在对其进行描述。该设备包括多个空心部件 54,每个部件 54 在每个末端处包括如上所述的连接 2,具有由图 14 中的“X”表示的两个自由度。该设备提供空心的软管,用于将器械沿曲折的路线穿过封闭的空间递送通过导管。具有 N 个这种部件的设备将具有 $2(N-1)$ 个自由度。

[0048] 在设备的近端,近端接口构件 56 耦合至其邻近的部件 54 并提供器械端口 58 和双向数据连接 60,用于将传感器数据从设备传送至控制单元 62 以及将控制信号从控制单元 62 传送至设备。在一些实施方案中,数据连接使单向的,仅传送控制信号。

[0049] 在远端,该设备包括远端构件 64。末端构件 64 限定了一孔 66,器械通过该孔在设备的空心内部推进,进入设备插入的封闭空间。远端构件 64 还可包括传感器例如光学传感器以收集末端构件环境的数据并提供视觉反馈。

[0050] 设备将一个或多个以下信号提供给控制单元 62:每个部件 54 每个自由度的连接

角度、来自每个电机 16 的转子位置数据、连接角度的代表、每个电动电机的供电电流、连接加载的代表(电动电机的位置被控制);以及来自存在于该设备的其它的传感器的任何其它信号。

[0051] 在一些实施方案中,每个部件 54 包括嵌入式处理器,其预处理来自设在每个部件上的传感器的数据,并将经处理的连接方向和加载信息通过数据总线发送至数据单元 62。在其它实施方案中,并非每个部件都具有其自己的处理器,仅相隔一个部件包括嵌入式处理器,为两个邻近的部件处理传感和控制信号。但是另外的实施方案每 3 个、4 个等等部件以相似的方式具有嵌入式处理器。控制单元 62 还将控制信号发送到每个部件 54。在一些实施方案中,每个部件 54 (或部件的子集)包括处理器或可通过数据总线寻址,控制信号为高水平信号例如每个自由度想要的连接加载和 / 或连接定位或替代的表示,例如作为两个自由度的偏角和俯仰角。

[0052] 在一些实施方案中,每个(或每两个等等)部件 54 设有局部处理器用于传递和传感,而控制数据通过数据线传递,并且除了数据总线以外仅需要电源线。

[0053] 该设备可具有 10-30 个部件,或甚至更多的部件,以限定设备的长度为 500-1400mm 之间。设备内部的空心导管可在 1mm-12mm 之间变化。最大的外径可为 18,优选 12mm。自然地,该设备科具有较少的部件和 / 或不同的尺寸,例如下面所描述的。

[0054] 在一个具体的实施方案中,当使用 3-5V 的最大电压时,微型无刷直流电机具有最大的扭矩 10.6mNm 以及 6-54mA 的最大电流。嵌入式控制器包括带有 10KB RAM 的 16 位 RISC 处理器、用于处理传感器信号的 12 位模数转换器、用于驱动电动电机的 12 位数模转换器以及用于与控制器 62 交流的两个 UART 串行连接。

[0055] 在一些实施方案中,手持部件设备包括抓握部分 68,其一端与连接棒 70 连接,另一端与电缆端口 72 连接用于接收数据电缆,数据电缆将手持设备与数据处理器例如计算机连接。抓握部分包括多向控制按钮 74,用于控制设备。连接棒 70 的自由端与第一连接构件 6 在附着凸出(attachment boss) 70 处附着连接,限定一个指接自由度。第一连接构件 6 与另一连接构件 6' 通过 2 个连接自由度连接。并且另一连接构件 6' 与又一连接构件 6'' 通过另外的 2 个连接自由度连接,给予设备总共 5 个自由度。可加入更多的连接来增加设备总的自由度。上述设备的任一种还可以以主从设置的方式使用,其中控制单元和末端执行器通过数字控制、通过有线或无线配置连接。

[0056] 如上面简要讨论过的,当连接摆动到一边时,不希望产生的反冲和不稳定性增加,连接装置的几何结构导致腱 12 和 14 路径长度总和的差异。上面已经讨论过一种解决方法,即弹性张紧腱,现在描述另一种几何方法。应理解的是,这些方法可结合使用或每个单独使用。连接装置的几何结构及其对腱路径长度的作用将在下面参考图 16 和 17 详细讨论,但是,概括来说,路径长度差异增加,因为连接摆动时,引导装置或滑轮与第二连接构件之间的连接的每一边上的腱长度部分相加并非恒定的总路径长度,这样,由于给出的一个腱比相应腱路径的变化要大,一个腱将在连接摆动时松开。

[0057] 当传递构件上的腱附着点 28 与滑轮 36 对齐时,附着点和每一边的各个滑轮 36 之间的路径长度加起来是恒定的长度,因为附着点 28 在包含滑轮的平面内在弧形轨道上运动(在图 16 和 17 中投射在滑轮之间的直线上)。通过从与滑轮对齐的位置移动附着点,例如离开摆动点,使其在离开连接滑轮限定的拐点的线的平面上运动,可获得滑轮和附着点

之间的腱的路径长度差异,这至少部分补偿了滑轮和第二连接构件之间的路径长度差异,这样可减少腱松弛和反冲。现在将参考图 16 和 17 对其进行详细描述。

[0058] 在图 16 和 17 中,粗线代表连接(第二连接构件 8,宽度 $2r_1$)的平面,而实线对应于连接第二连接构件 8 和传递构件上的附着点 28 的总腱长(用 X 标记)。第一组上滑轮置于距离连接的片面下 h_1 处,宽度间隔 $2r_2$,而第二组下滑轮位于上滑轮的平面下 h_0 处,宽度间隔 $2r_3$ 。这是上述实施方案更一般的情形: $h_0=0$,并且 $r_2=r_3$ (h_0 的值不影响后续的分析)。传递构件 22 上的腱的附着点 28 (X)置于下滑轮的平面下 h_2 处。连接的旋转轴的位置由参数 α 限定,其代表限定连接的平面及其旋转轴之间的距离的总长度 h_1 的分数。连接的旋转轴和连接上滑轮的线之间的距离因此由 $h_1(1-\alpha)$ 给出。不同的值可指定为 r_1 、 r_2 和 r_3 。

[0059] 下面的分析假设腱在其上运行的传递构件 22 的表面的直径为 r_3 。更一般的情形可由本领域技术人员容易地得到。

[0060] 图 16 显示了连接装置的直线构型,而图 17 显示了连接在绕其轴以角度 θ 旋转后的构型,投射在与旋转轴垂直的滑轮限定的平面(图 16-18 中纸张的平面)上时,相当于附着点在传递构件的圆周上产生位移 d 。用图 16 和 17 中说明的下面的量来定义:

$$p_1 = \sqrt{(\alpha h_1)^2 + r_1^2}$$

$$p_2 = \sqrt{h_1^2(1-\alpha)^2 + r_2^2}$$

其在定义角度 θ_0 时也是有用的:

$$\theta_0 = \arccos \left(\frac{p_1^2 + p_2^2 - ((r_1 - r_2)^2 + h_1^2)}{2 \cdot p_1 \cdot p_2} \right)$$

注意,通常 $p_1 > 0$ 并且 $p_2 > 0$ 。

[0061] 从图 17 可见,当连接顺时针旋转($\theta > 0$)时,将连接与上滑轮连接的长度根据下式变化:

$$L_1 = \sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cdot \cos(\theta_0 + \theta)}$$

$$L_2 = \sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cdot \cos(\theta_0 - \theta)}$$

这样,左键对应的延长为:

$$\frac{\partial L_1}{\partial \theta} = \frac{p_1 \cdot p_2 \cdot \sin(\theta_0 + \theta)}{\sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cdot \cos(\theta_0 + \theta)}}$$

而右腱的缩短为:

$$\frac{\partial L_2}{\partial \theta} = - \frac{p_1 \cdot p_2 \cdot \sin(\theta_0 - \theta)}{\sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cos(\theta_0 - \theta)}}$$

如图 17 所示, 角度 θ 的连接旋转对应于通过传递构件角度 γ 的旋转, 导致图中所示的位移 d 。连接传递构件上的附着点和下滑轮的长度随传递构件的旋转根据下式改变:

$$s_1 = \sqrt{\left(\frac{\pi}{2} - \gamma\right)^2 r_3^2 + h_2^2}$$

$$s_2 = \sqrt{\left(\frac{\pi}{2} + \gamma\right)^2 r_3^2 + h_2^2}$$

其中 h_2 定义为通过参数 β 的高度 h_1 的分数 ($h_2 = \beta h_1$)。

[0062] 当传递构件旋转时, 给定图 16 和 17 中指出的几何构造, 可定义 θ 和 γ 之间的关系, 注意, 在旋转过程中驱动连接的腱的路径长度并不通过限定来改变, 因为腱的物理长度不会改变并且驱动腱在其驱动连接时处于张紧状态。例如, 当连接顺时针旋转时, 右腱 (长度为 $L_2 + s_2$) 驱动连接并且根据定义, L_2 的变化等于 s_2 (即 $\Delta L_2 + \Delta s_2 = 0$), 因为腱的物理长度是恒定的并且右腱在顺时针旋转过程中是张紧的。

[0063] 如上面讨论的, 当传递构件以顺时针方向驱动连接时, 右腱的路径长度不会改变, 因此路径长度的总体变化由左腱引致。为了避免反冲, 左腱的路径长度也应保持恒定, 即 s_1 的缩短 (Δs_1) 应等于 L_1 的延长 (ΔL_1), 即 $\Delta s_1 + \Delta L_1 = 0$ 。当传递构件以反时针方向驱动连接时, 需要满足类似的条件以减少反冲, 以及当右腱的路径长度改变时, 左腱以张紧状态驱动连接, 即 s_2 的缩短 (Δs_2) 和 L_2 的延长 (ΔL_2) 应相等 ($\Delta s_1 + \Delta L_1 = 0$) 以避免反冲。考虑在 $\theta = 0$ ($s_1 + L_1 = s_2 + L_2$) 的初始构型中, 右腱和左腱路径的长度相等, 可优化路径长度的改变, 使 $s_1 + L_1$ 在传递构件的任意旋转 (顺时针或逆时针) 尽量接近 $s_2 + L_2$, 以最小化反冲。

[0064] 腱附着点的位移将由于上述 s_1 和 s_2 的变化引起腱路径长度的改变。通过将上面讨论的那些由设计约束决定的参数设为固定的值以及如本领域所熟知的优化余下的参数以最小化适当的成本函数, 可减少反冲。为减少反冲待在所有旋转角度上最小化成本函数的实施例为总路径长度 $L_1 + L_2 + s_1 + s_2$ 的方差、 $(\Delta L_1 + \Delta s_1)^2 + (\Delta L_2 + \Delta s_2)^2$ 、 $(L_1 + s_1 - L_2 - s_2)^2$, 或捕捉连接每一侧的总路径长度之间差异的任何其它成本函数, 或下面指出的成本函数。

[0065] 为确保机构的可行性, 可能需要限制传递构件的旋转范围。从图 5-12 清晰可见, 附着点 34 必须明确地不运行超过 $\pm 90^\circ$ 以确保腱恰当地张紧。例如, 当连接在 $\pm 30^\circ$ 范围内旋转时, 传递构件的旋转限制在 $\pm 45^\circ$ 之间。这种约束将在下面描述的优化中加以考虑。

[0066] 还可用所描述的基于参数的连接模型计算转动传递构件的电机和牵拉连接平面的腱之间的力传递效率。图 18 显示了经旋转的连接构型以及与力传递相关的变量, 其中 F 是通过对传递构件施加扭矩而施加在腱上的力, F_{in} 是相应的输入力, 其由腱在其定位点处

传递至连接平面,以及 F_r 是所得的力,该力绕旋转枢轴产生扭矩 $t_r, t_r = F_r D$, 其中 D 是从连接平面上腱的定位点到旋转枢轴(图中的实心圆)之间的距离,其在图 16 和 17 中对应于 p_1 。在一些具体的实施方案中,传递构件包括环形齿轮而 F 因此也可称为齿轮力。

[0067] 根据图 18 中的图解,腱上的输入力为:

$$F_{in} = \frac{F}{\cos(\omega)}$$

其中:

$$\omega = \frac{\pi}{2} - \psi$$

并且 ψ 通过下式取决于传递构件的位移:

$$\psi = \arctan\left(\frac{(\pi/2 + \gamma)r_3}{h_2}\right)$$

从这些方程可看出, $\cos(\omega)$ 随 h_2 增加而减少以及,结果,需要作用于传递构件上的扭矩产生较少的力 F 来提供相同的 F_{in} 。因此,抵消腱的附着点提供了增加的力传递,因为部分 F_{in} (垂直分量)的提供与作用在传递构件上的扭矩无关。

[0068] 因此,在采用上述路径长度补偿的实施方案中,提供了定位特征以防止传递构件 22 响应 F_{in} 的垂直力分量相对于第一连接构件 8 轴向移动。在一些实施方案中,这通过在第一连接构件 8 的内部和外部(视情况而定)响应的圆周凹陷通道或沟槽中容纳传递构件的定位特征或棱来实现。

[0069] 转动连接的合力通过角度 ρ 与在腱定位点处施加在连接上的力 F_{in} 相关:

$$F_r = F_{in} \cos(\rho)$$

这反过来通过关系 $\rho = \left| \frac{\pi}{2} - \delta \right|$

依赖于角度:

$$\delta = \arccos\left(\frac{L_1^2 + p_1^2 - p_2^2}{2 \cdot L_1 \cdot p_1}\right)$$

寻找优化的机械设计的优化算法旨在最小化反冲(以固定的角度位置从未补偿的路径长度变化得到的不受约束的旋转范围)以及最大化将电机扭矩递送至连接平面时的传递效率。可采用任何合适的优化或搜索技术,例如由商业软件包例如 MATLAB® 提供的那些技术。

[0070] 在一些实施方案中,将上述连接设计的六个变量参数汇集在向量 $x = [r_1, r_2, r_3, \alpha, \beta, h_1]$ 中。如下计算腱路径长度在连接旋转过程中的总缩短/延长:

$$\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} = \frac{\partial (L_1 + L_2 + s_1 + s_2)}{\partial \theta} = \frac{\partial L_1}{\partial \theta} + \frac{\partial L_2}{\partial \theta} + \frac{\partial s_1}{\partial \theta} + \frac{\partial s_2}{\partial \theta}$$

并找到在区间 $-30^\circ \leq \theta \leq +30^\circ$ 上最小化其变化范围的 x 的值。因此,优化可总结为:

$$\min_x \left\{ f(x) = \max \left(\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} \right) - \min \left(\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} \right) \right\} \quad x_{lb} \leq x \leq x_{ub}$$

另外,为了获得足够的扭矩传递效率,引入以下约束:

$$\begin{aligned} \tau_r &\geq 4.5 \text{ mNm} & -30^\circ \leq \theta \leq +30^\circ \\ \tau_r(\theta = -30^\circ) &= \tau_r(\theta = +30^\circ) \end{aligned}$$

其中 τ_r 是对齿轮力 $F=1\text{N}$ 绕连接平面的枢轴点的扭矩,该齿轮力由施加到传递构件的扭矩产生,而最后的约束保证了在连接的旋转范围的极端值处可获得等量的扭矩。这是理想的,因为在连接的不同角度位移处具有显著不同水平的扭矩会导致结合驱动连接的设备潜在地不能在一个位置悬臂升降而在另一位置不产生问题。现在参考图 19-24D 描述多个优化运行的结果,对于所有计算:

$$x_{lb} = [3.5, 3.5, 3.5, 0, 0, 4] \text{ 以及}$$

$$x_{ub} = [5.5, 5.5, 5.5, 1, 1, 6]$$

将理解的是,相应的连接设计不必表示成本函数的全局最低值,这样,不同的优化运算和不同的起始条件可导致不同的设计。因此以下的实施例仅用作描述的目的。

[0071] 参考图 19-24D,现在描述设计优化的结果,该设计经约束, $r_2=r_3$,其余参数可以变化(对应于图 1-4 中第一和第二连接构件的排列)。图 19 图解描绘了由优化搜索找到的设计,并且设计参数 x 可容易地从中获得。

[0072] 图 19 示意描绘了连接顺时针旋转时第二连接构件和传递构件上的腱附着点的运动,以及相应的腱路径,而图 20 描绘了连接反时针旋转时第二连接构件的运动。在反时针旋转过程中传递构件发生了小(相对于 $\beta=0$ 的情况,见下面)的位移,连接平面没有移动,导致如图 21 所示的相应较小的反冲角,图 21 显示了在整体旋转过程中右腱和左腱路径长度的变化(减去 $\theta=0$ 处的路径长度 $s_1+L_1=s_2+L_2$)作为传递构件旋转角度 γ 的函数。

[0073] 显然,右腱的路径长度在顺时针旋转过程中保持恒定($\Delta L_2+\Delta s_2=0$),而左腱的路径长度变化,引起旋转范围末端处的反冲。当传递构件反时针旋转时,反冲必须在左腱再次张紧并能够驱动连接旋转之前回复。在这段时间中, s_1 和 s_2 的路径长度改变,而连接不旋转,所以 L_1 和 L_2 保持恒定。当 $\Delta L_1+\Delta s_1=0$ 时,连接开始反时针旋转,而左腱的路径长度保持恒定时,右腱的路径长度改变。因此反冲角度对应于传递构件旋转达到 $\Delta L_1+\Delta s_1=0$ 所需要的量。为了对比,图 21 显示了优化的情况,而 $\beta=0$ 的情况对应于将附着点置于横向平面中,该横向平面包括连接下滑轮的线。显然,附着点移动时,反冲减少了约 10 倍。

[0074] 图 22 显示了关于 L (标记为“连接比”)和 s (标记为“齿轮比”)的延长/缩短比率,两者大致成反比。图 23 显示了总腱路径长度 $L_1+L_2+s_1+s_2$ 的变化,其最小值被减去。对于图 22 中齿轮比以及图 23 中总腱路径长度存在的两条线,是基于在反冲回复旋转过程中,

s_1 和 s_2 变化, 而 L_1 和 L_2 保持恒定。该路径长度改变导致在顺时针和反时针旋转过程中, 齿轮比和总腱路径长度变化之间有差异。

[0075] 图 24A-D 显示了连接中与力传递有关的图, 对于该设置, 其描绘了所得的力 F_r 以及相应的扭矩 t_r 在旋转的极端角度处得到最大值, 尽管扭矩在运动的角度范围中在一个点处达到优化约束条件。如上面讨论的, 顺时针和反时针之间力和扭矩传递的差异是由反冲回复期间造成的, 在此期间, 传递构件的旋转改变构型及 s_1 和 s_2 的路径长度, 而连接不旋转, 从而影响力传递。

[0076] 参考图 25-30D, 图中引入了另外的约束(固定 $a=0$), 得到了对应于图 5-11 第一和第二连接构件的设计。对于这种情况, $a=0$ 并且 $r_2=r_3$ 。图 25 图解描绘了由优化搜索找到的设计, 并且设计参数 x 可容易地从中获得。

[0077] 图 25-30D (对应于图 19-24D) 显示了该组参数的结果。显然, 反冲角度略高, 但与 $\beta=0$ 的情况相比, 减少仍然显著。力传递效率和得到的扭矩增加了并且扭矩 t_r 没有达到约束值。

[0078] 参考图 31-36D, 该构型可以变化并消除对 r_2 和 r_3 的限制。图 31 图解描绘了由优化搜索找到的设计, 并且设计参数 x 可容易地从中获得。

[0079] 图 31-36D (对应于图 19-24D) 显示了相应的结果。与参考图 19-24D 描述的设计相比较, 反冲角度相似并且对于 $\beta=0$ 的情况再次减少了约 10 倍。力传递效率也相似。

[0080] 图 37-42D 给出了一设计, $a=0$ 但是 r_2 和 r_3 可以自由变化。图 37 图解描绘了由优化搜索找到的设计, 并且设计参数 x 可容易地从中获得。

[0081] 图 37-42D (对应于图 19-24D) 显示了相应的结果。与参考图 25-30D 的上述设计相比, 反冲角度减少了, 而扭矩曲线显示了轻微减少的传递效率。

[0082] 根据上面的描述, 对于既定的设计, 可优化该设计的自由参数(至少 β , 但还可有一个或多个其它参数), 以获得最佳的反冲减少, 重要的是要注意任何 $\beta > 0$ 的设定将提供某些程度的路径长度补偿, 并因此减少反冲。同样, 尽管图 16 和 17 中的设计在腱附着点和连接平面之间提供了下滑轮(图 16 中最接近附着点的那些滑轮), 但是路径长度补偿还可以通过将下滑轮置于附着点对侧来实现, 这样, 附着点位于下滑轮和连接平面之间。只要传递构件旋转时附着点移动的平面不包括连接下滑轮(或者, 更准确地说, 相应的腱拐点)的线, 就可获得一定程度的路径长度补偿。

[0083] 将理解的是, 上面对本发明实施方案的描述仅出于例证的目的, 并且技术人员能够对上述特征进行多种改变、改进和 / 或合并, 从属权利要求的范围覆盖这些改变、改进和 / 或合并。

[0084] 例如, 尽管传递构件 22 被描绘为一路围绕或在第一连接构件 6 内延伸, 但是, 只要其保持旋转固定到第一连接构件, 传递构件 22 可仅部分围绕或在第一连接构件 6 内延伸。类似地, 将理解的是, 腱可包括广泛的丝状物、股状物、线、链、电缆等, 它们中的任一种都可由多种材料例如金属(例如不锈钢)、聚合物(例如塑料和尼龙)等制成。腱可作为任一种这些材料的单独的腱部分提供, 或者作为任一种这些材料的单个长度的腱部分提供。在后面的情形中, 材料的长度固定地固定到传递构件上, 以限定两个腱部分。传递构件可用除啮合齿轮以外的其它方式来驱动, 例如使用皮带或电缆驱动装置, 其中传递构件和电机通过皮带或电缆耦合。

[0085] 参考图 43, 现在描述扭锁装置和替代的腱排布, 所述扭锁装置用于互连接装置或设备部件各自的第二连接构件处, 所述腱排布可应用于上述的所有实施方案。

[0086] 关于腱排布, 在效果上, 替代的腱排布使腱加倍, 使传递的力增加 1 倍。为此, 固定构件 34 将每个腱部分 12、14 的一端附着到阀芯 24 上 (或者腱长度的中部由固定构件 34 附着到阀芯 24), 腱部分从那儿运行通过滑轮 36, 然后沿连接装置纵向运行至第二连接构件 8 的通孔 80。腱从该处沿枢轴排布穿过第二连接构件 8, 到达枢轴与通孔 80 相同侧的另一通孔 81, 并从该处朝第一连接构件纵向返回, 在该处, 腱以相对于第一连接构件的固定比例固定在定位点 82 处。将理解的是, 腱不必在通孔 80 和 81 之间直线运行, 但可遵循曲线路径以容纳第二连接构件 8 的装置。因为滑轮 36 和附着点 82 现在共用拉力, 可施加的力加倍 (或者从能量方面考虑, 由固定构件 34 走过的相同距离现在对应于由通孔 80、81 走过的一半距离, 增加了相应的速度降低以及从而引致的力增加)。

[0087] 第二连接构件设有扭锁装置 84, 其设置成当将两个第二连接构件 8 相互接触时, 各扭锁装置可滑动适应彼此, 接着通过相对于彼此扭动各连接装置来锁定接合。为此, 扭锁装置 84 包括径向相反的公的钩状装置 86, 其具有圆形的形状, 适应与另一连接装置上的相应母装置接合。扭锁装置 84 自身提供了相同的母装置 88, 使得相同形状的扭锁装置可相互接合, 从而使连接装置能够以最大的灵活性放置在一起。

[0088] 公装置 86 的形状以这种方式与母装置 88 互补: 一旦相对于彼此扭转扭锁装置来锁定, 公装置牢固地固定在母装置内部。为此, 母装置 88 限定一开口用于接收公装置 86。该开口比公装置 86 的最大横向宽度 (即, 在垂直于切向方向的方向上测定的公装置 86 的最大宽度, 所述切向方向为公装置在扭锁上移动的方向) 要窄。

[0089] 为建立连接装置之间的电气互连, 将接触构件 90 设在扭锁装置 84 周围, 并且接触构件 90 包括支撑多个弹簧加载接触 94 的环形板 92, 用于与另一连接装置上的相应接触接合。这些接触具有圆形的自由末端 (并可真的部分或全部为球形), 其除了加载弹簧, 还便于安装有扭锁的各接触之间的安全接触, 同时使接触可以在扭锁过程中滑过彼此。接触可在相同的对应接触 (即两个连接装置之间的接触, 所述连接装置由以相同方式构造的扭锁装置 84 连接) 之间建立, 或者, 环形接触板 94 的一块板上的接触可简单地作为固定的接触垫片形成。

[0090] 将理解的是, 腱排布和扭锁 / 接触装置仅参考图 43 描述, 它们彼此独立, 并且可单独应用或与上述或下述任意实施方案结合应用。

[0091] 参考图 44, 本发明不限于上述采用腱的连接。在一些实施方案中, 传递构件 22 限定绕所得连接装置的纵轴的旋转自由度, 并且对于空间节省具有相同的好处, 但是传递构件的高速减少装置也应用到该实施方案中。在这些实施方案中, 传递构件 22 直接耦合到连接件 78 上, 连接件 78 连接到另一连接构件 6 上, 在一些实施方案中, 另一连接构件 6 可转动连接至连接件 78, 例如, 通过第二连接构件 8 固定耦合到连接构件 78 上。在一些实施方案中, 传递构件 22、连接件 78 和第二连接构件 8 可制成单一件。在一些实施方案中, 这类旋转连接如上所述并入多部件装置中, 以及在一些实施方案中, 其包括如上所述的扭锁装置和电器接触装置, 用于连接其它部件。

[0092] 本发明的一些实施方案已参考用于医学用途的内窥镜进行描述, 将理解的是, 本发明并非如此局限, 其可应用于任何内窥镜和任何铰接式设备, 无论是否空心。

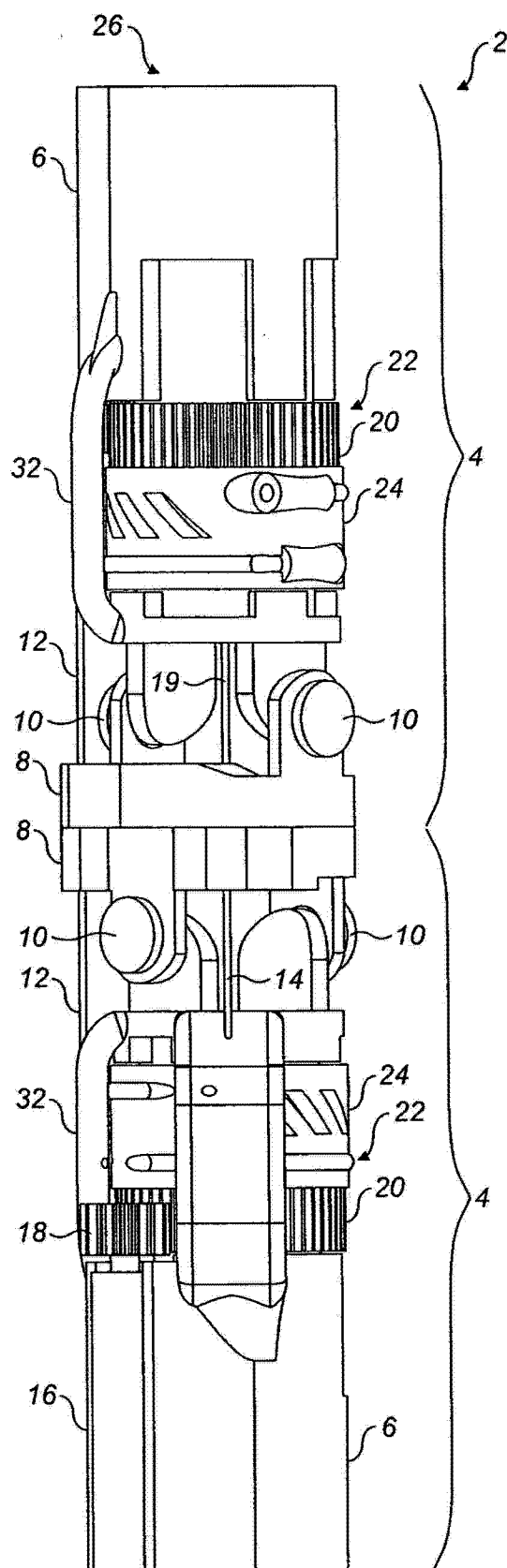


图 1

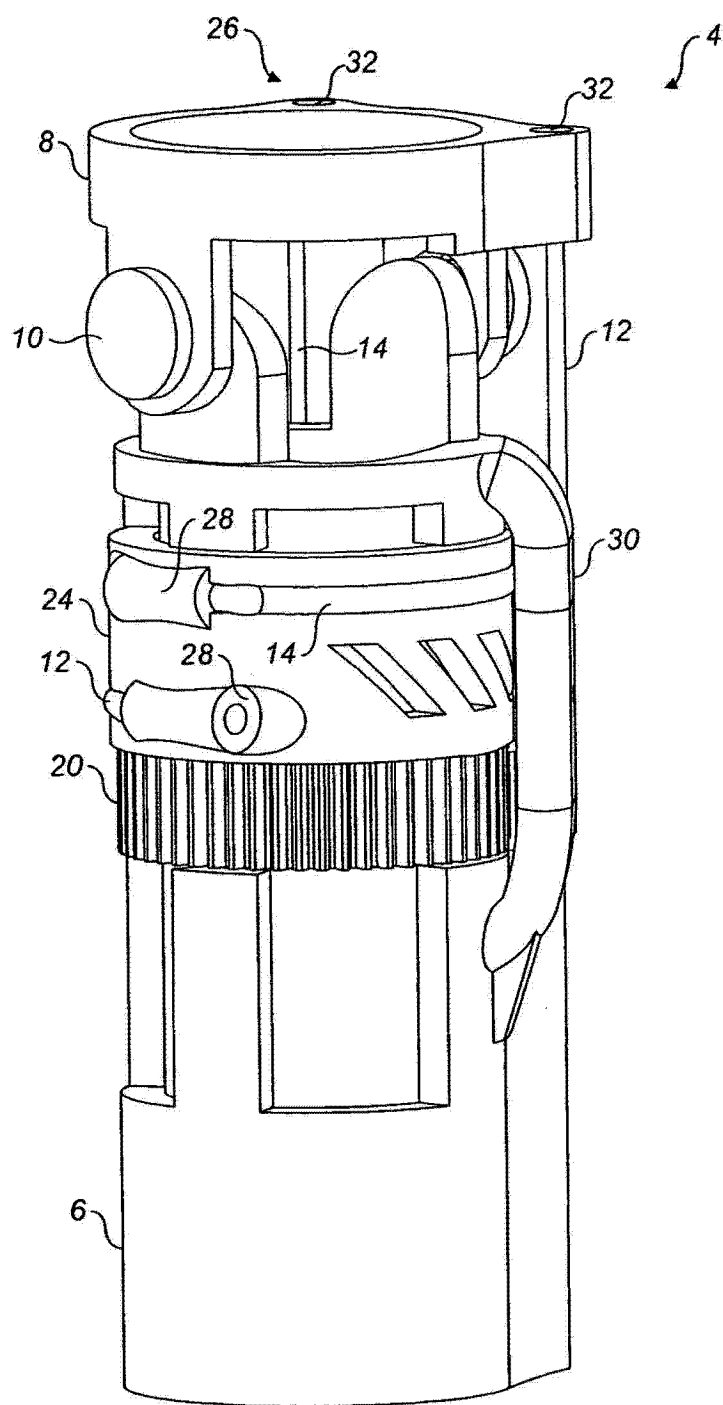


图 2A

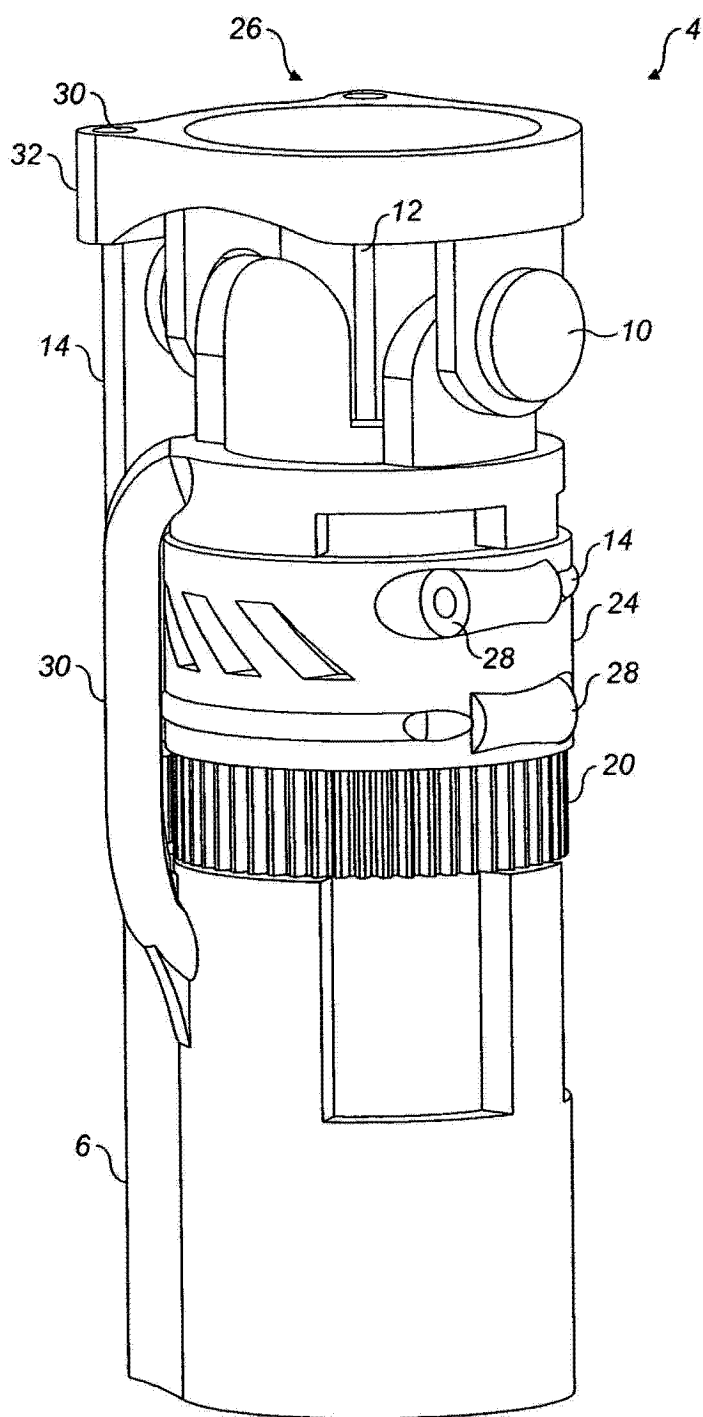


图 2B

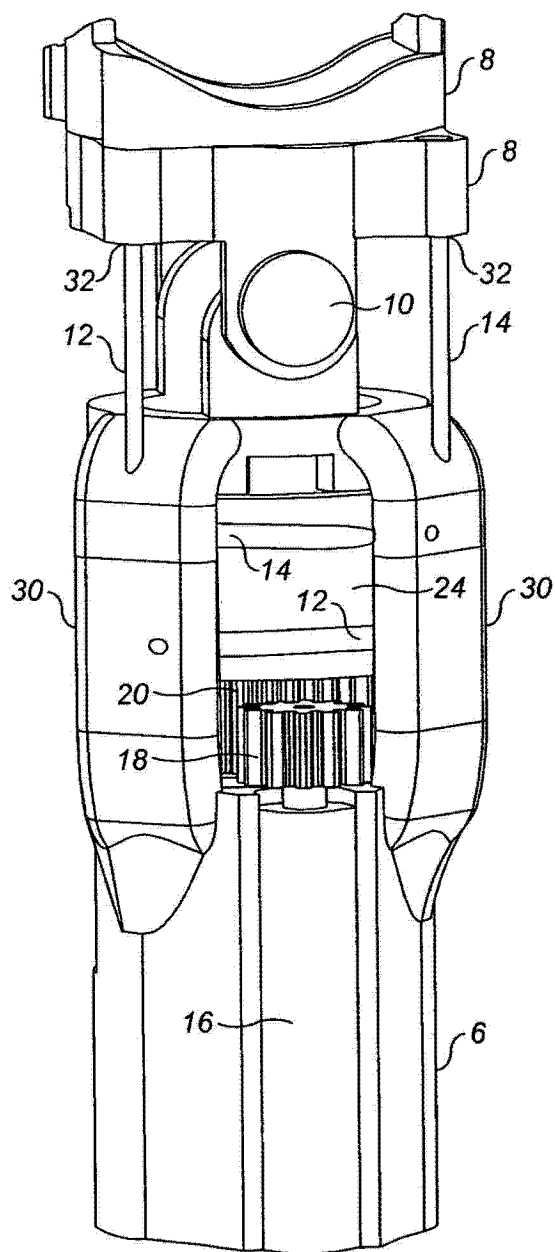


图 3

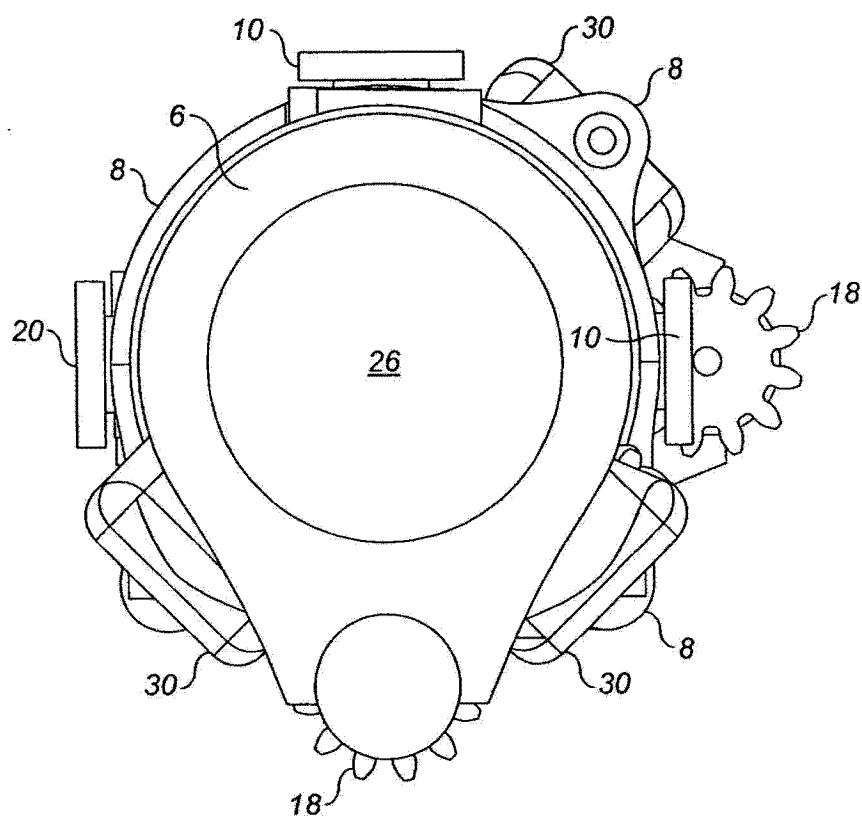


图 4

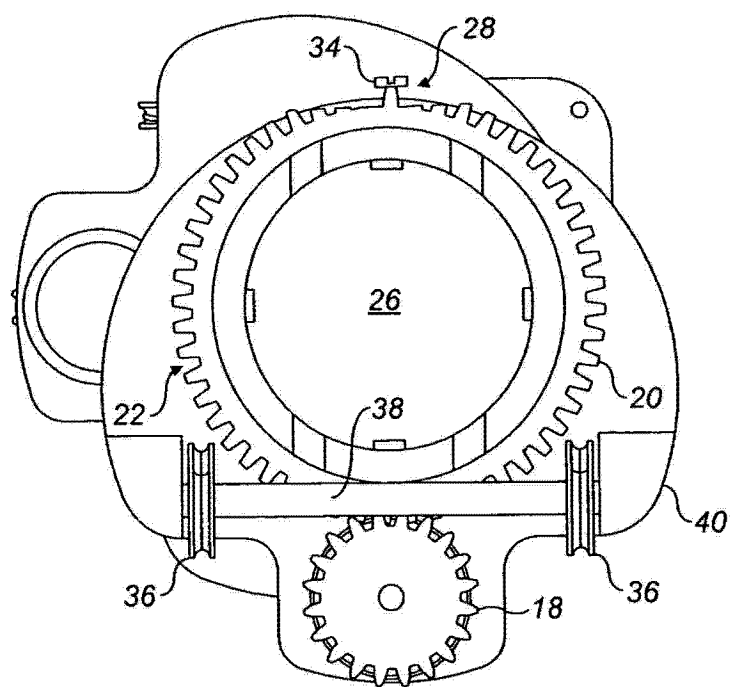


图 5

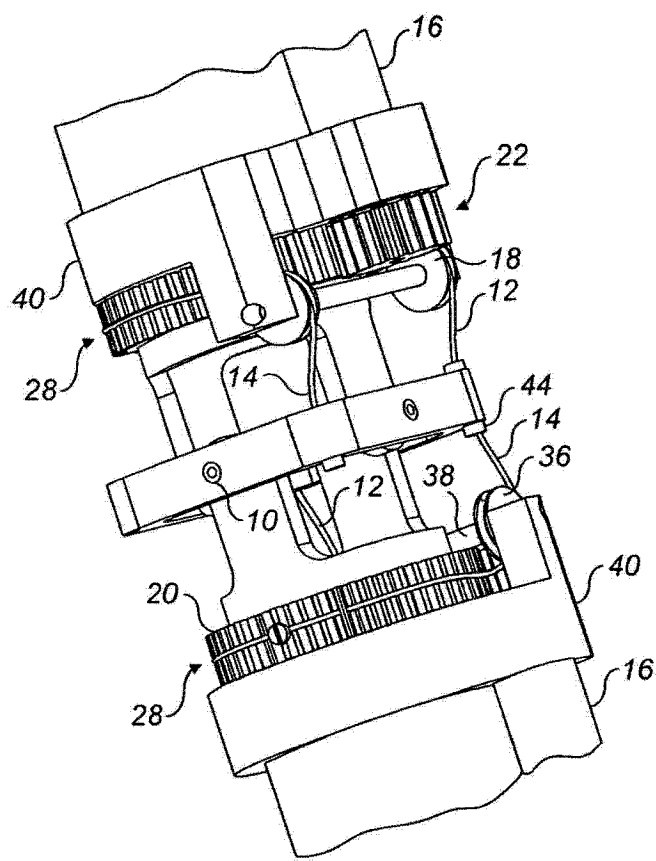


图 6

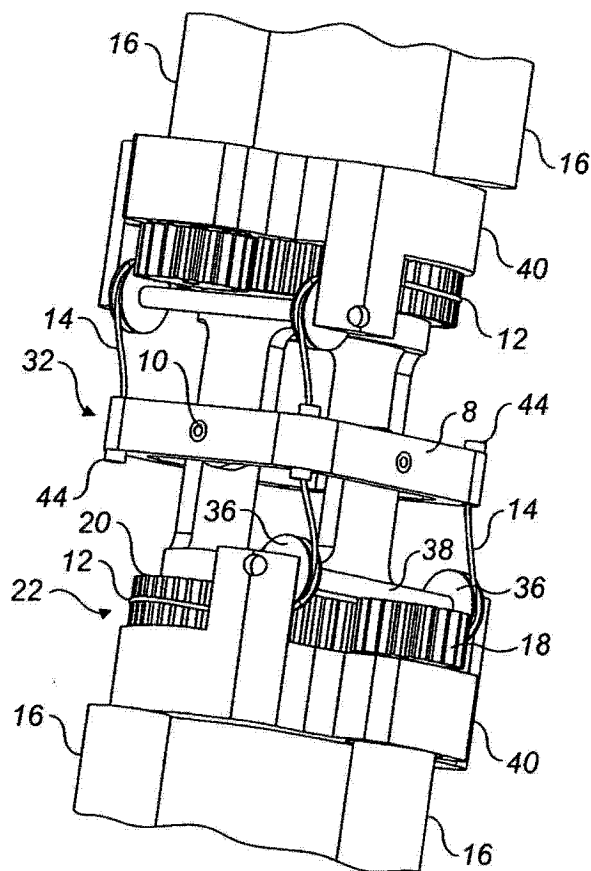


图 7

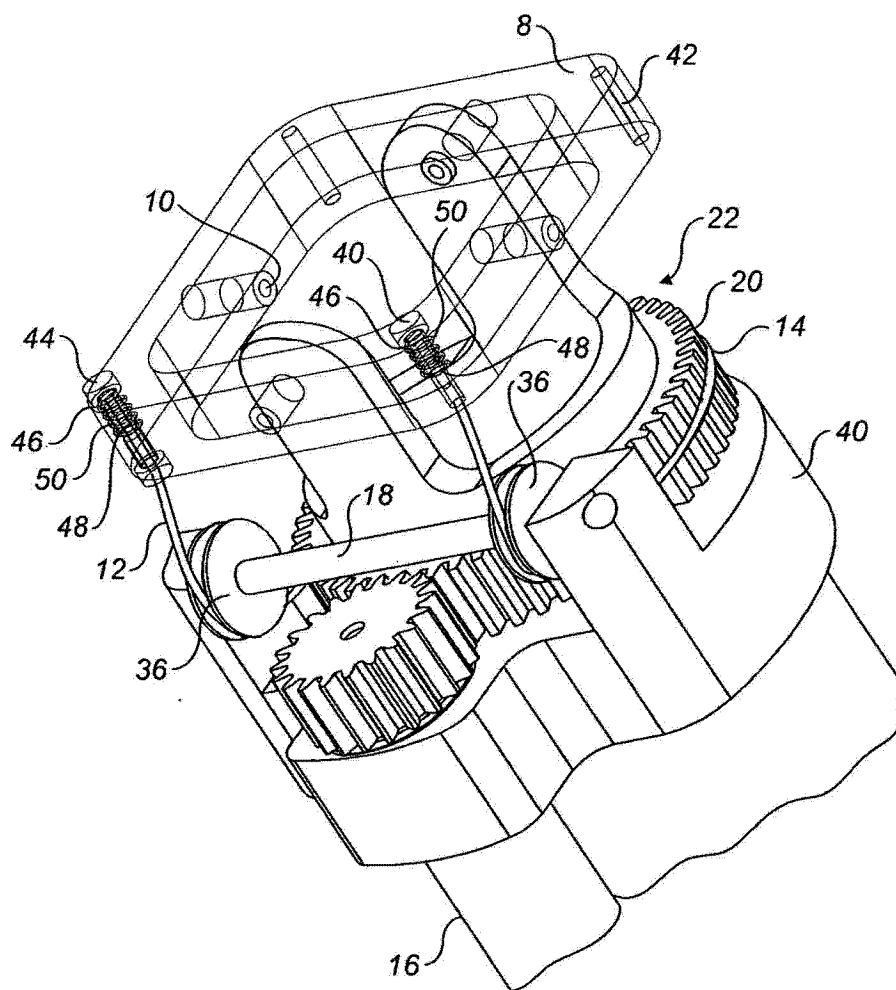


图 8

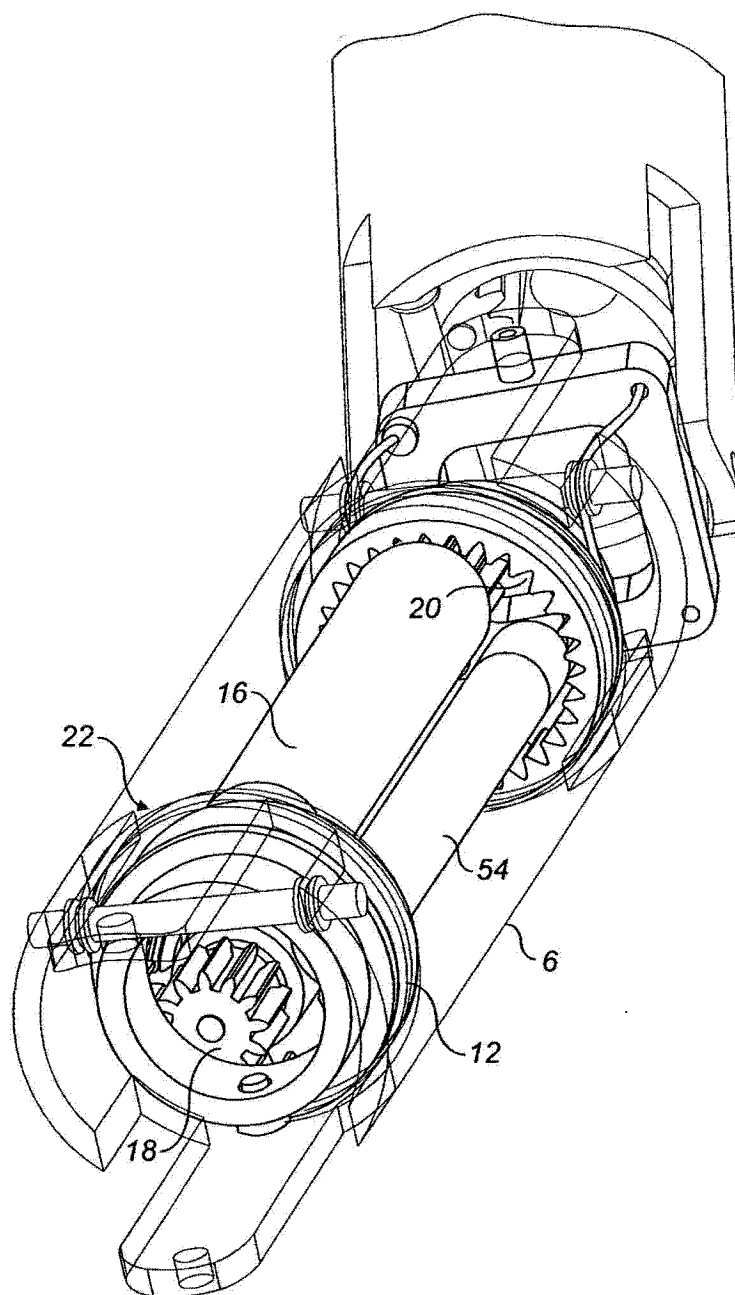


图 9

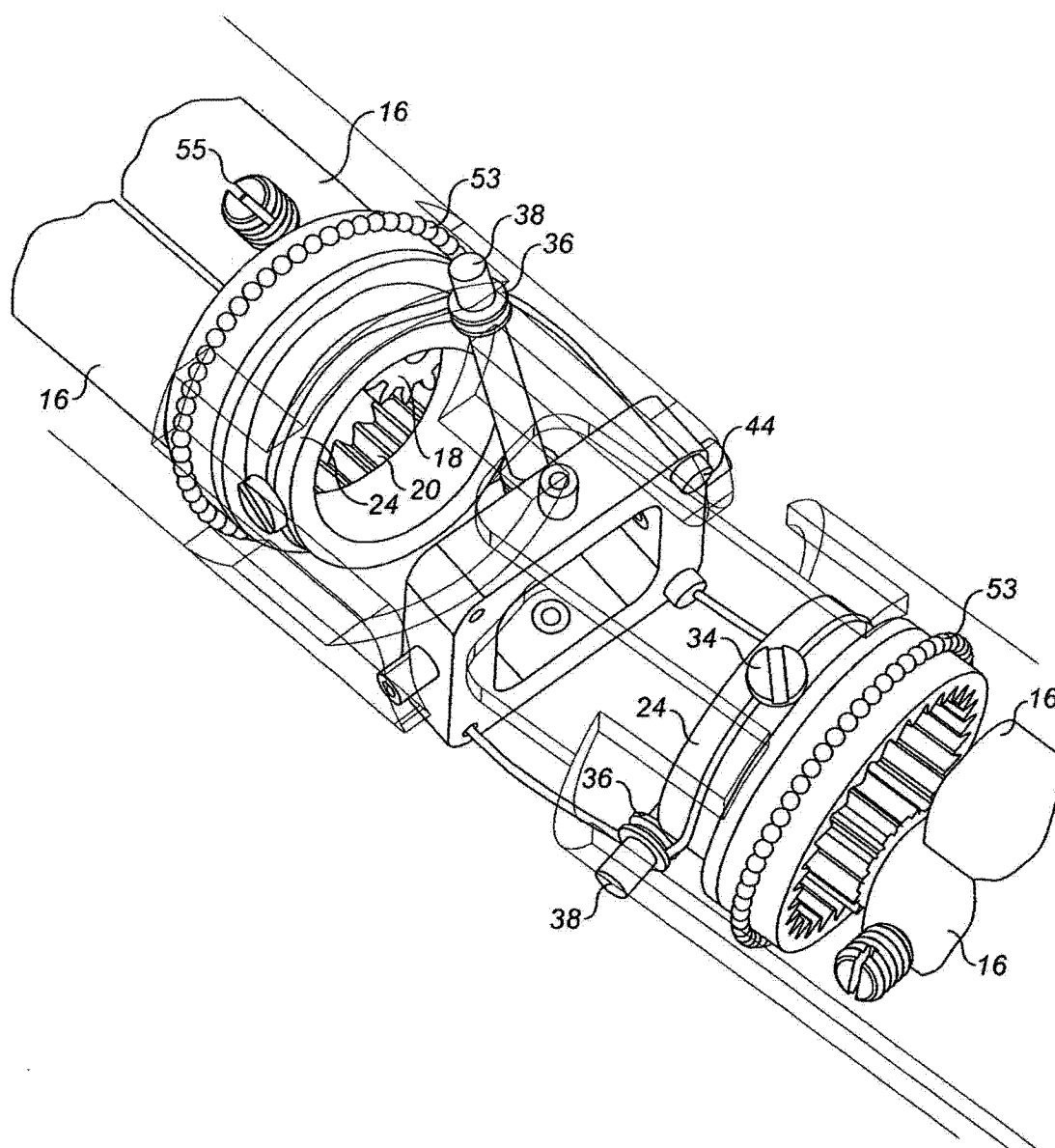


图 10

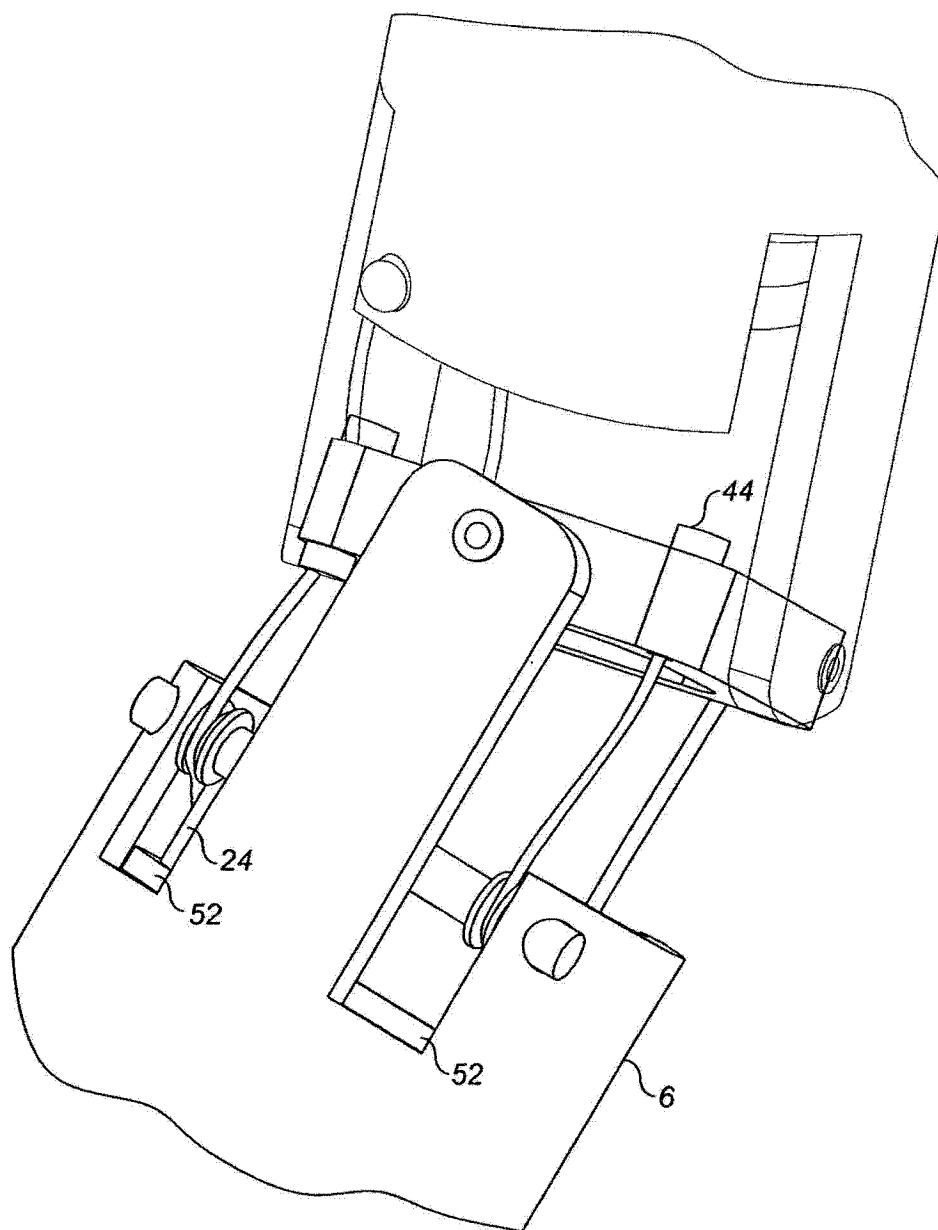


图 11

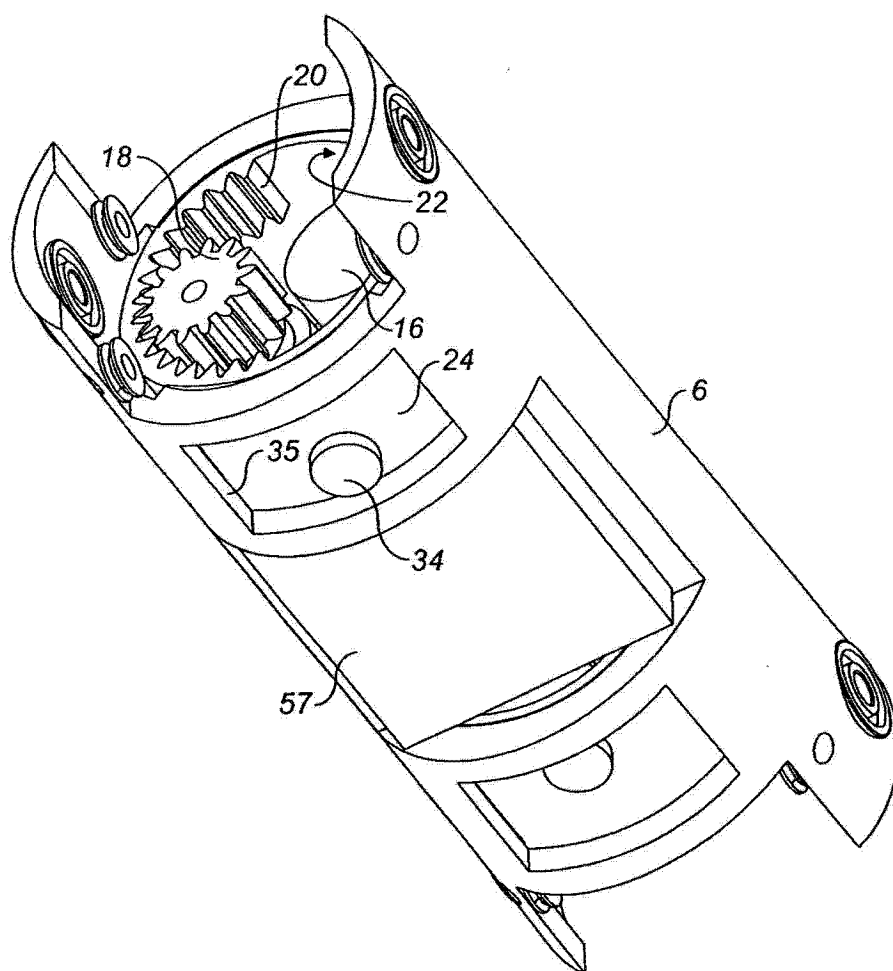


图 12

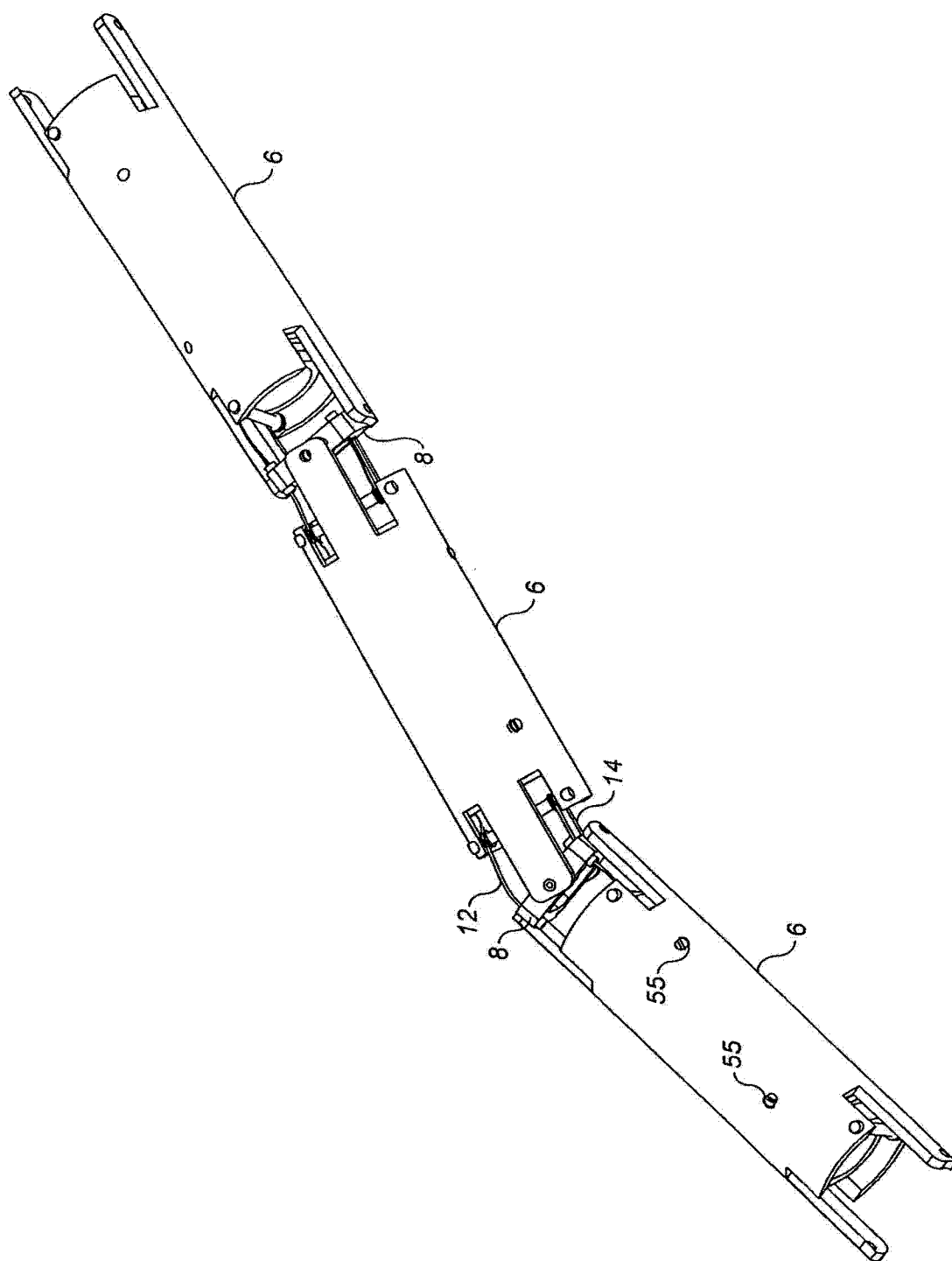


图 13

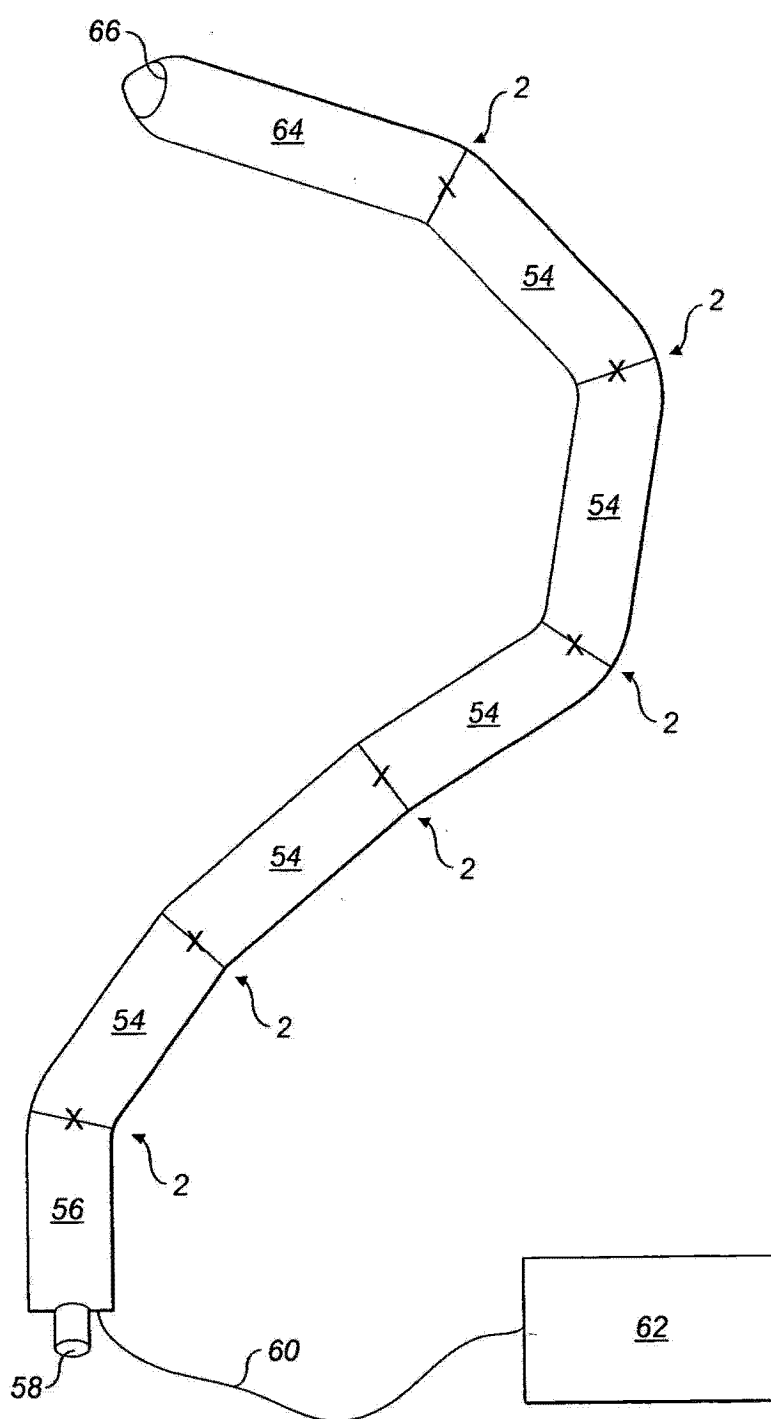


图 14

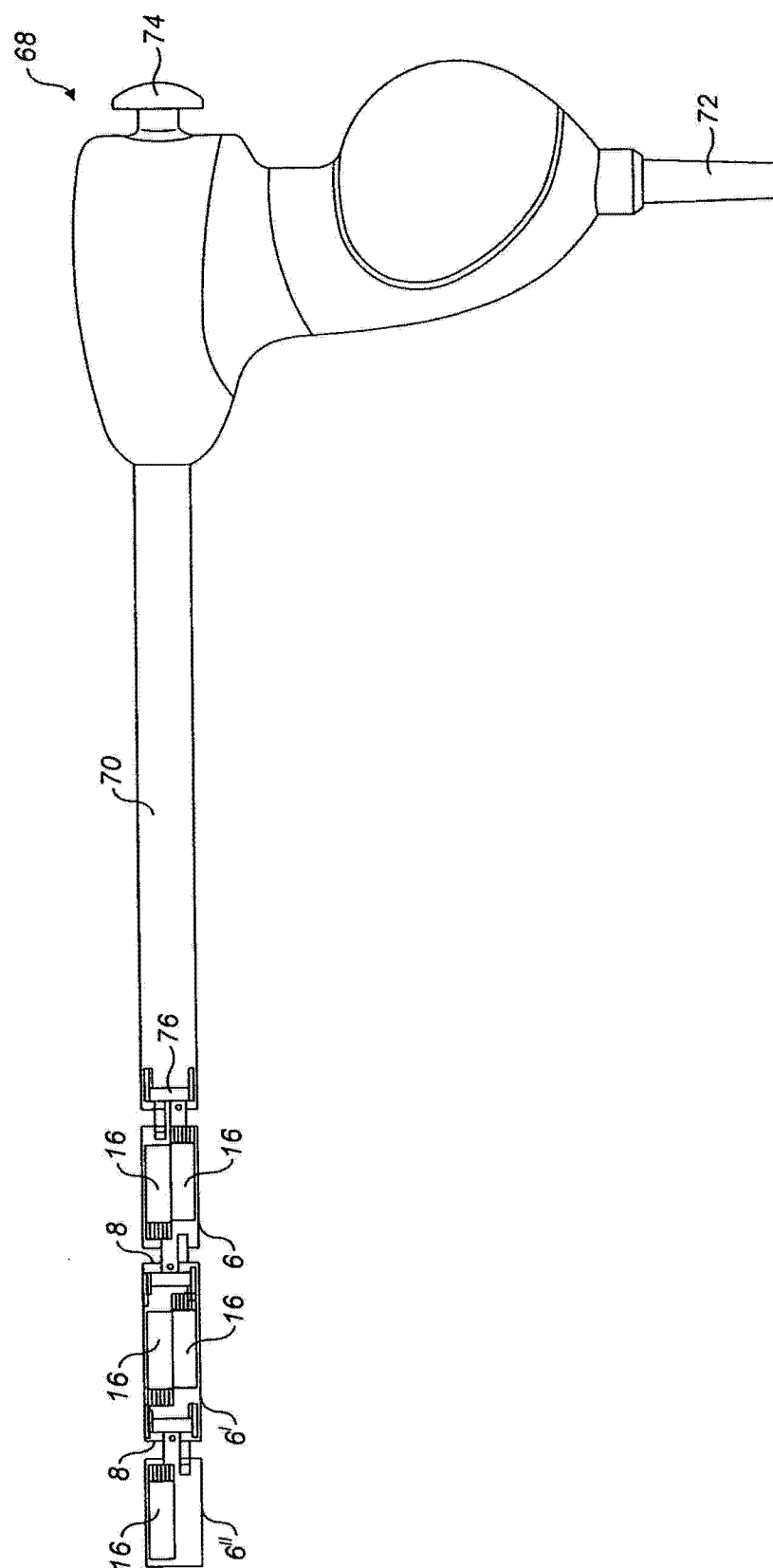


图 15

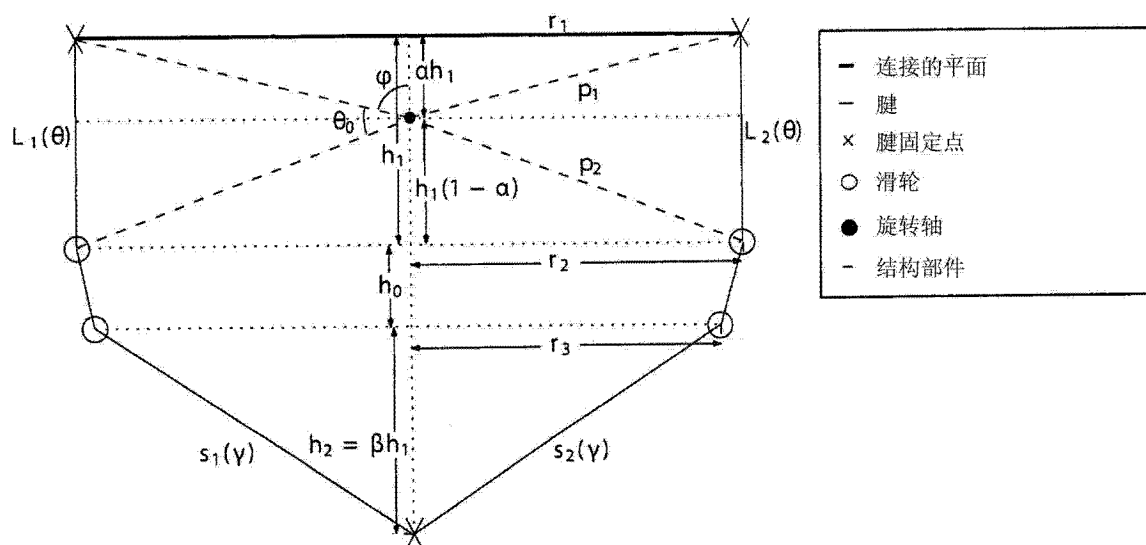


图 16

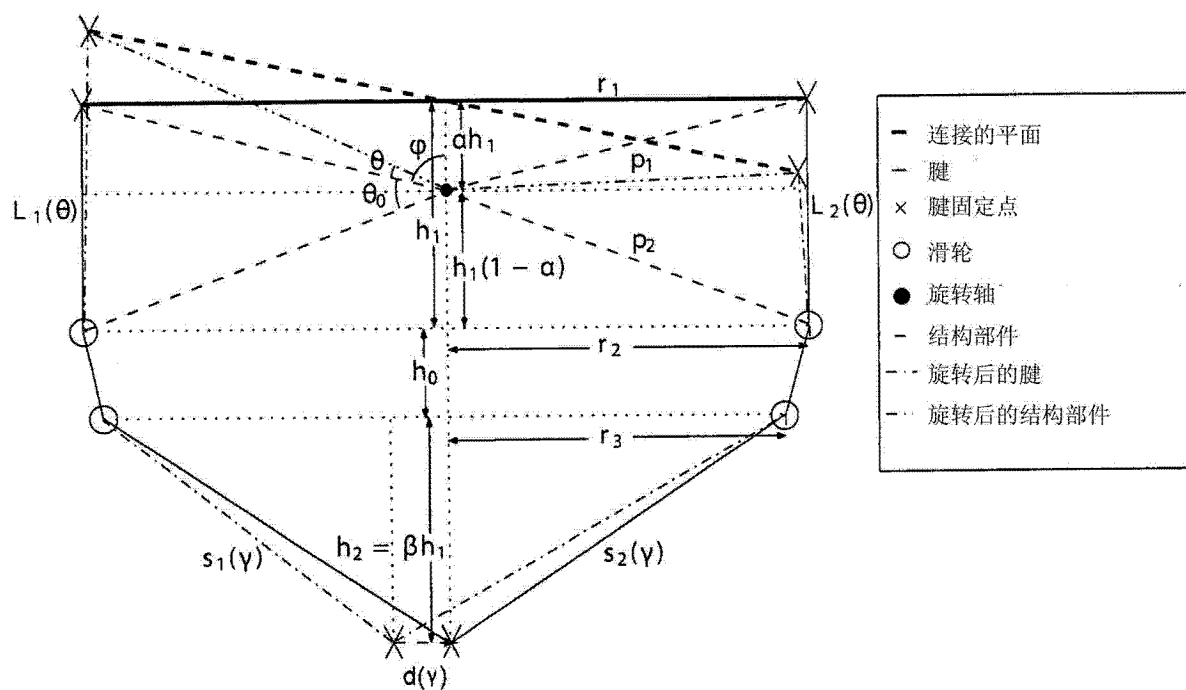


图 17

顺时针旋转过程中的实际连接构型图

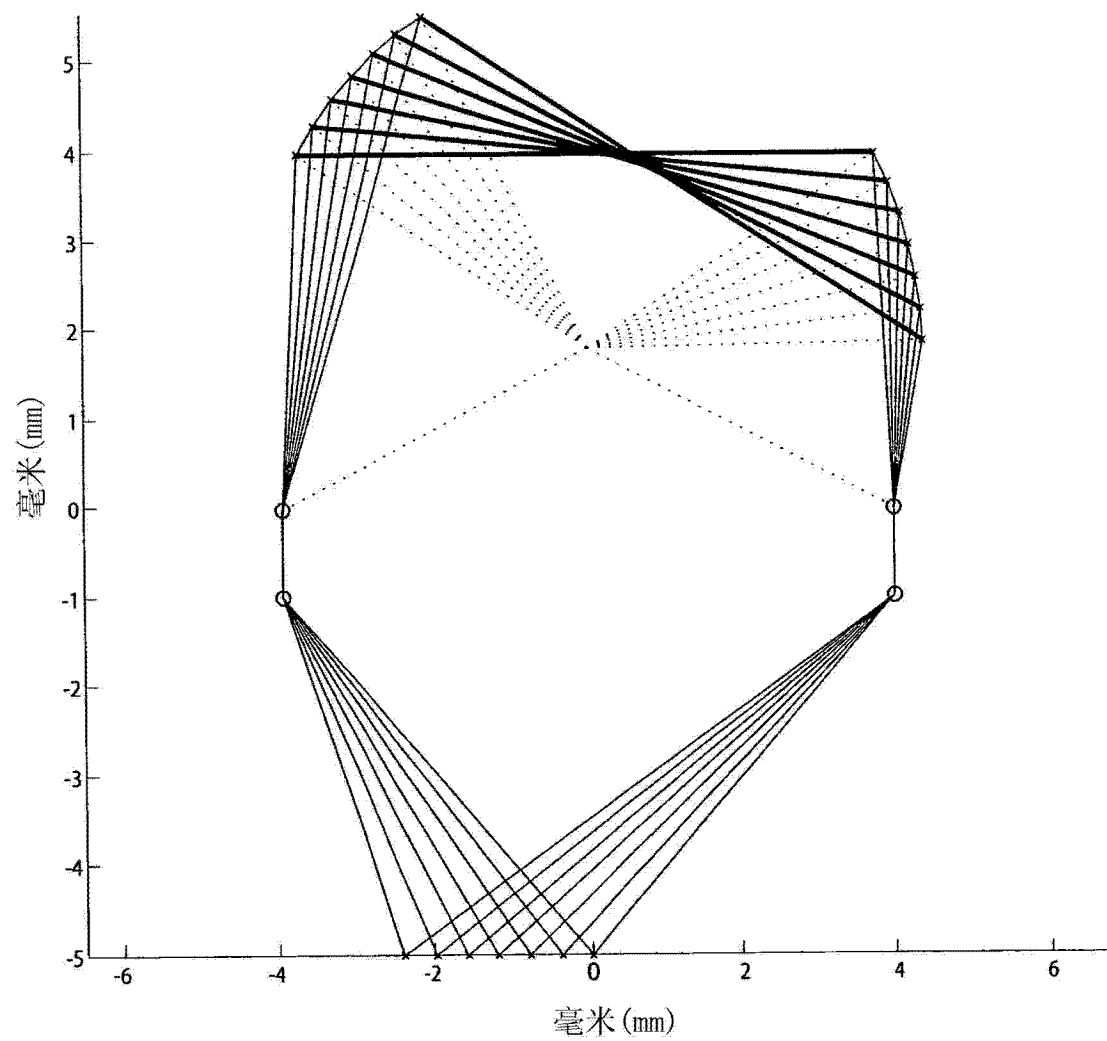


图 19

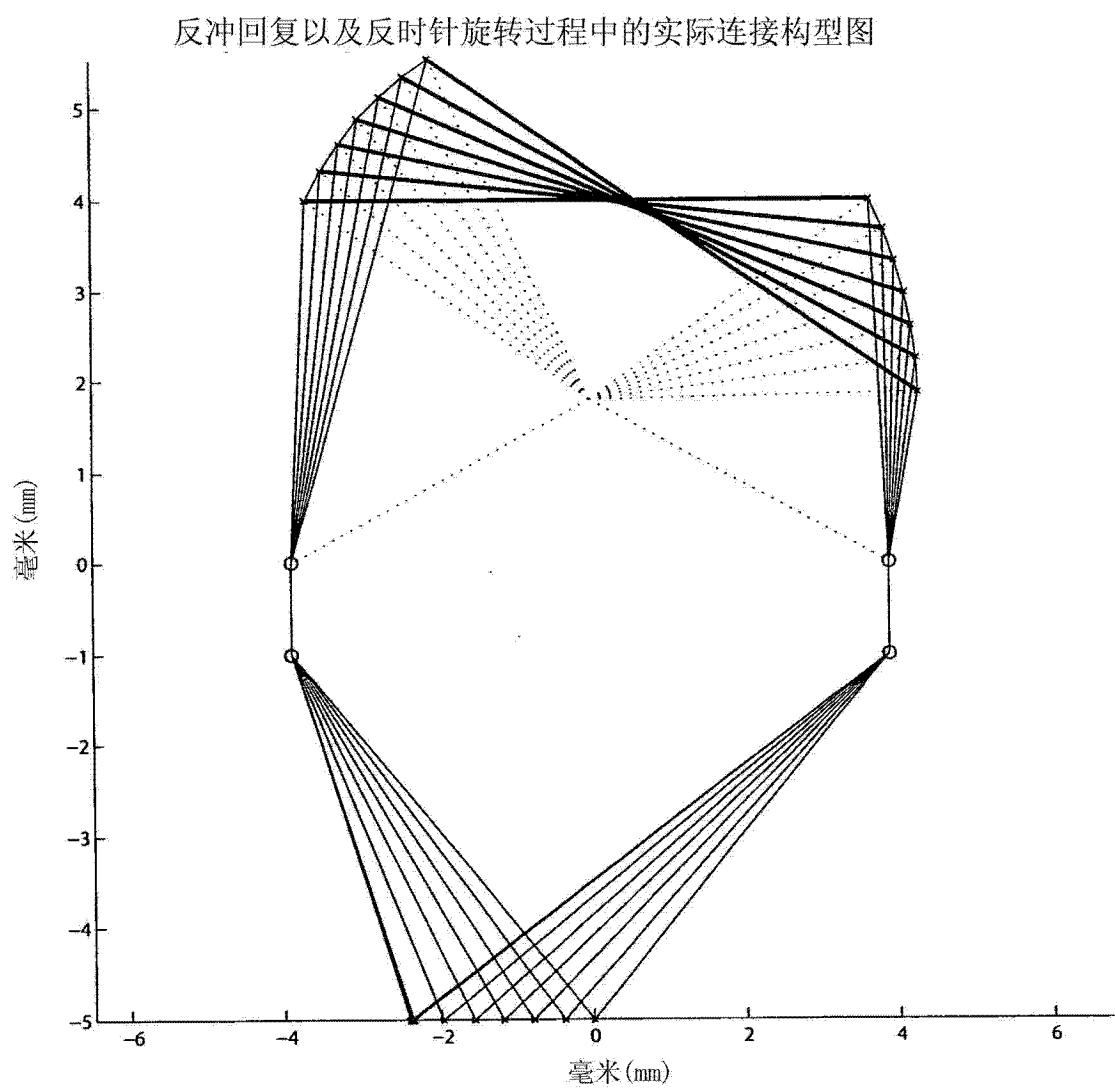


图 20

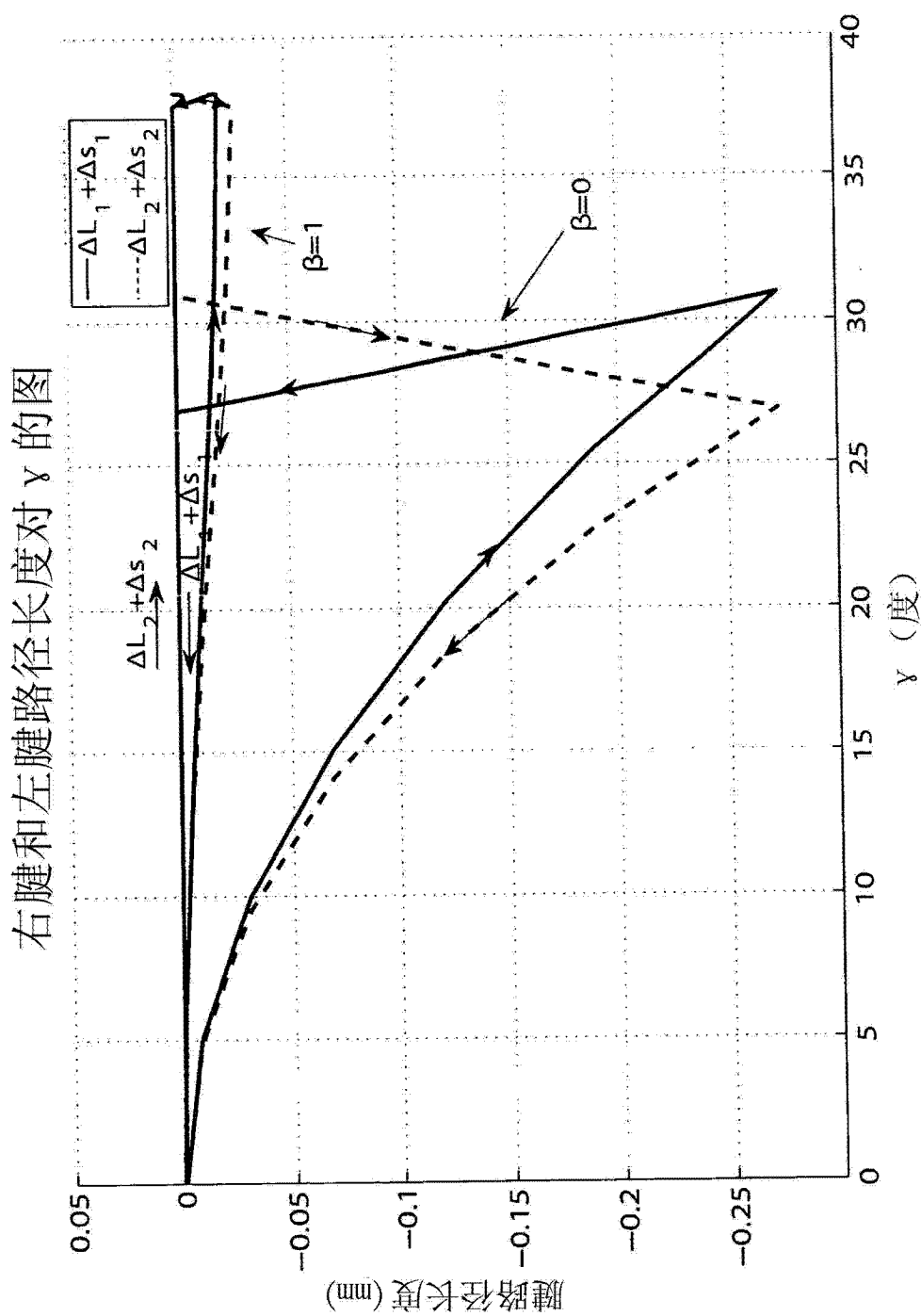


图 21

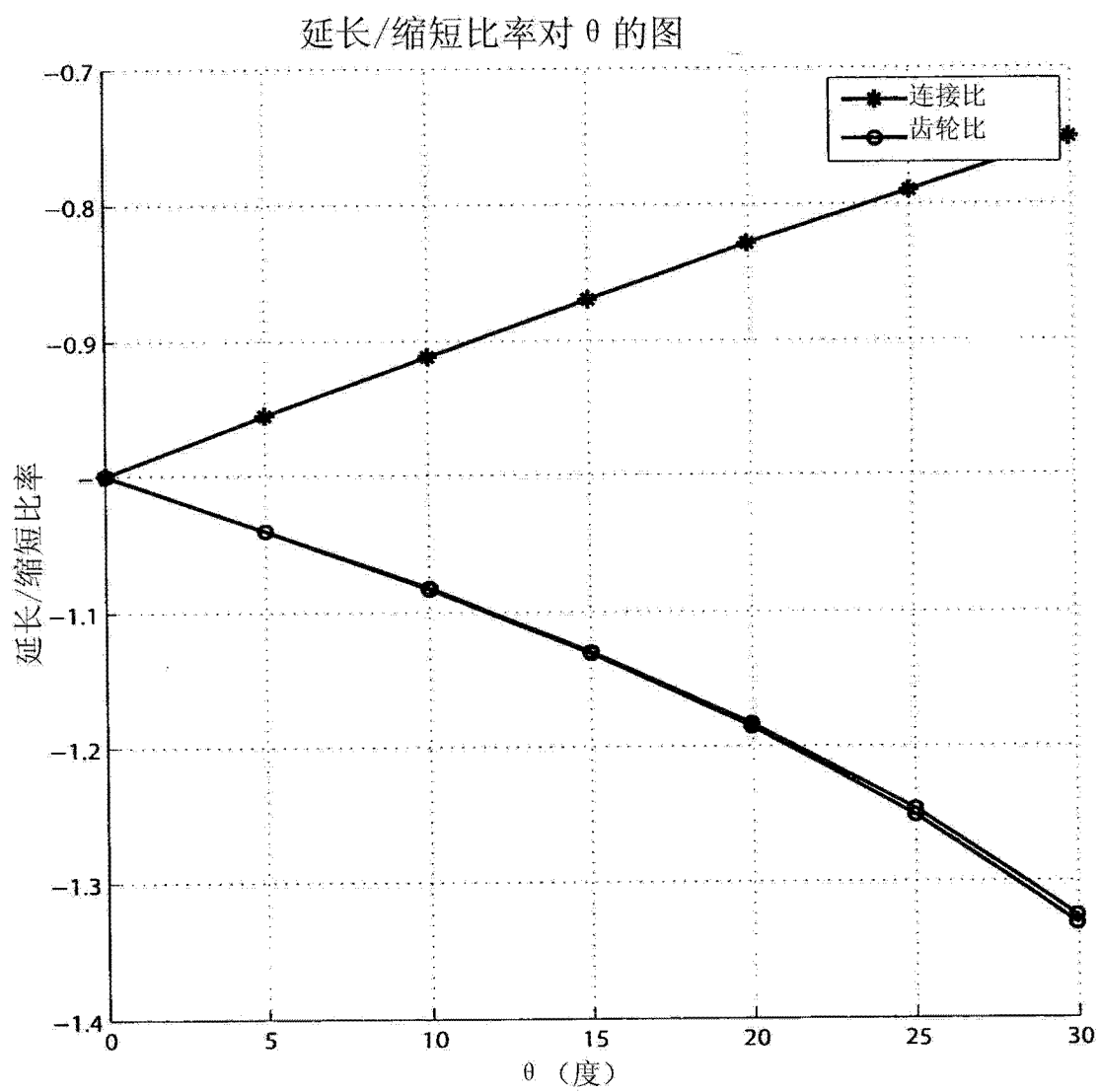


图 22

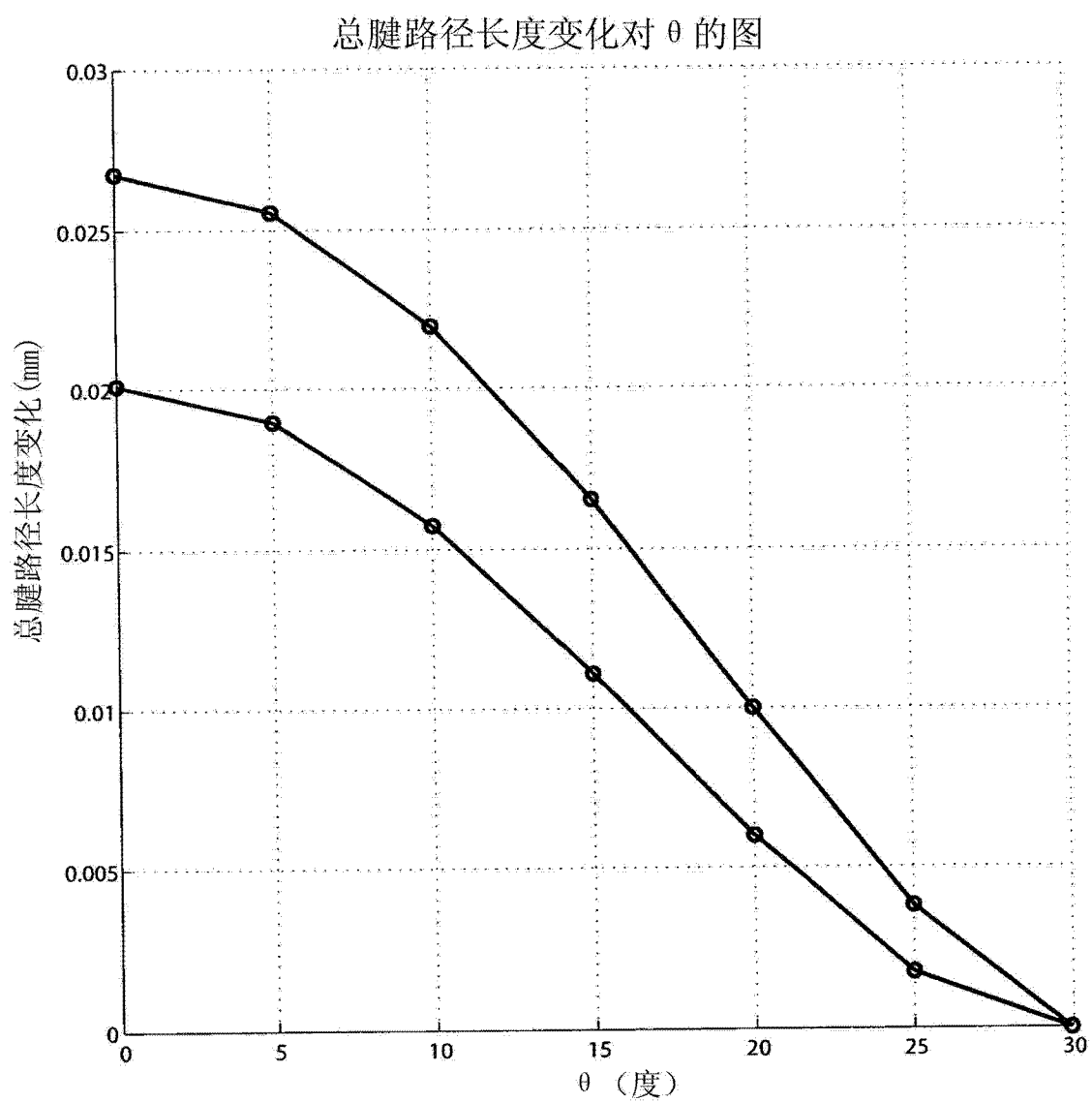


图 23

用来计算所得的力的角度图

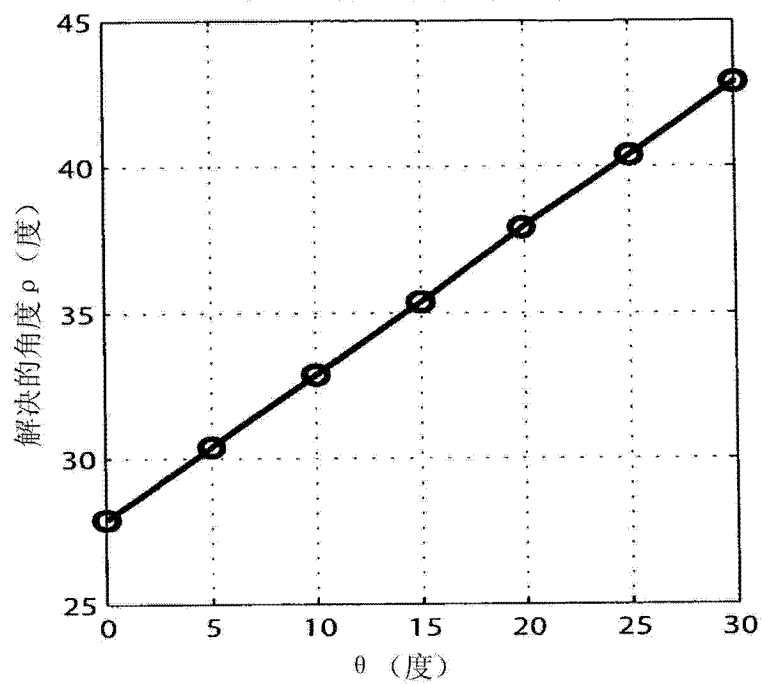


图 24A

环形齿轮角的图

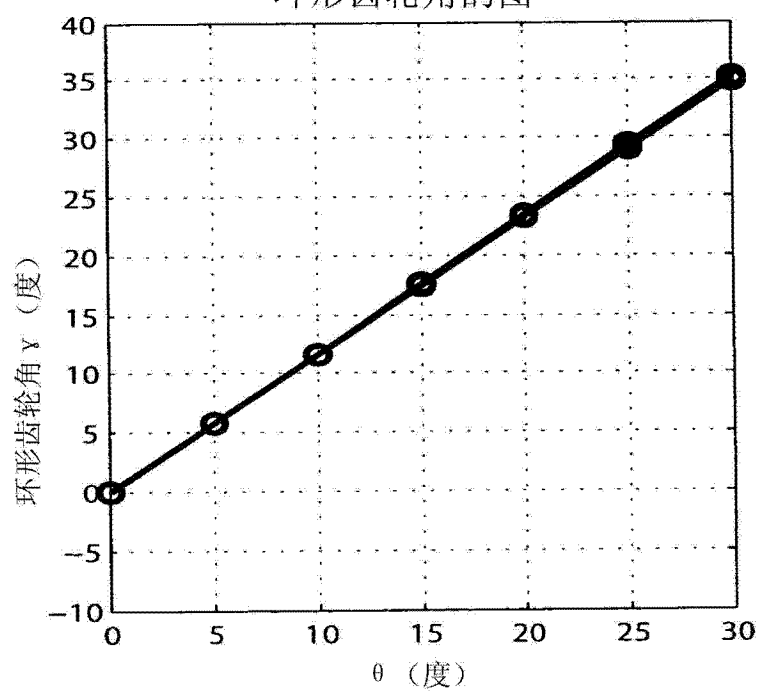


图 24B

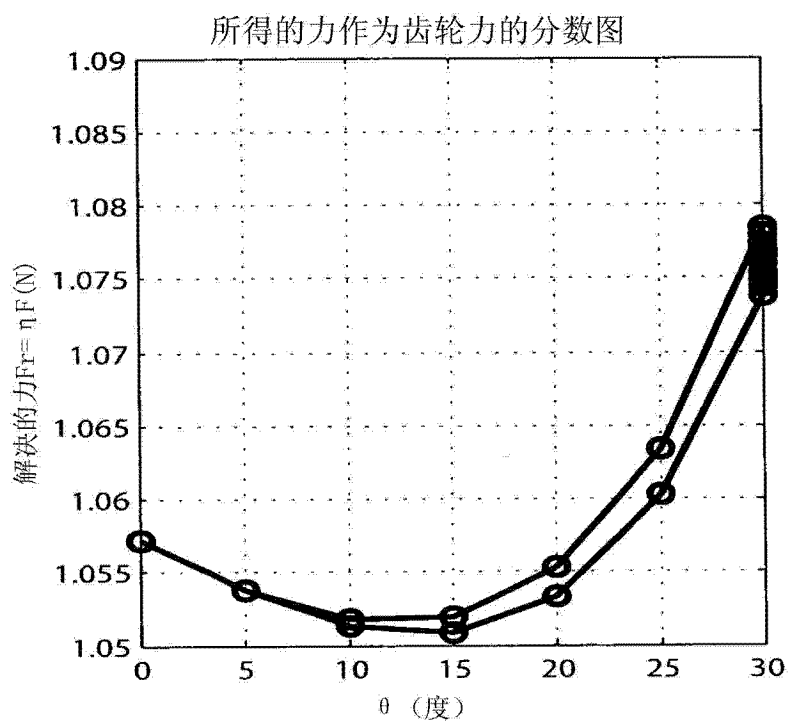


图 24C

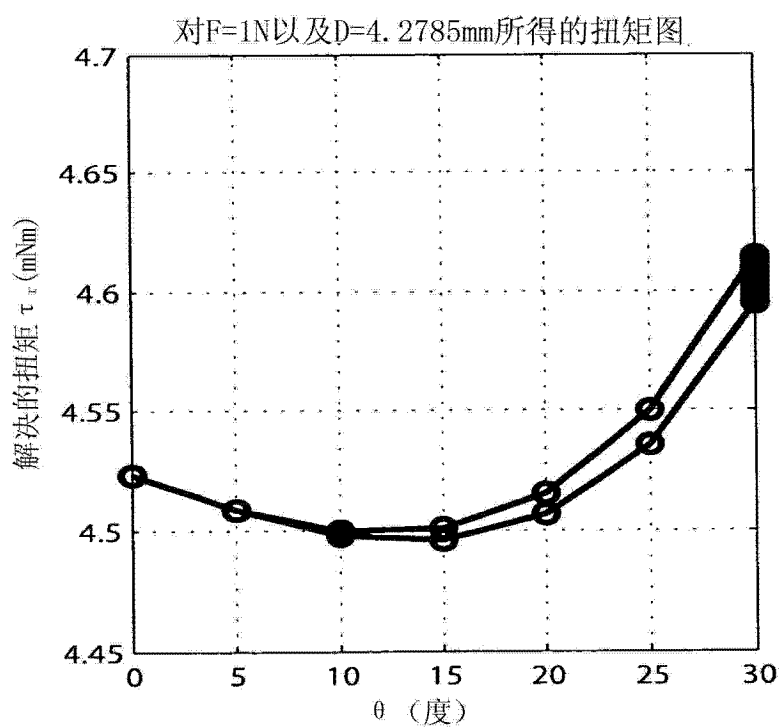


图 24D

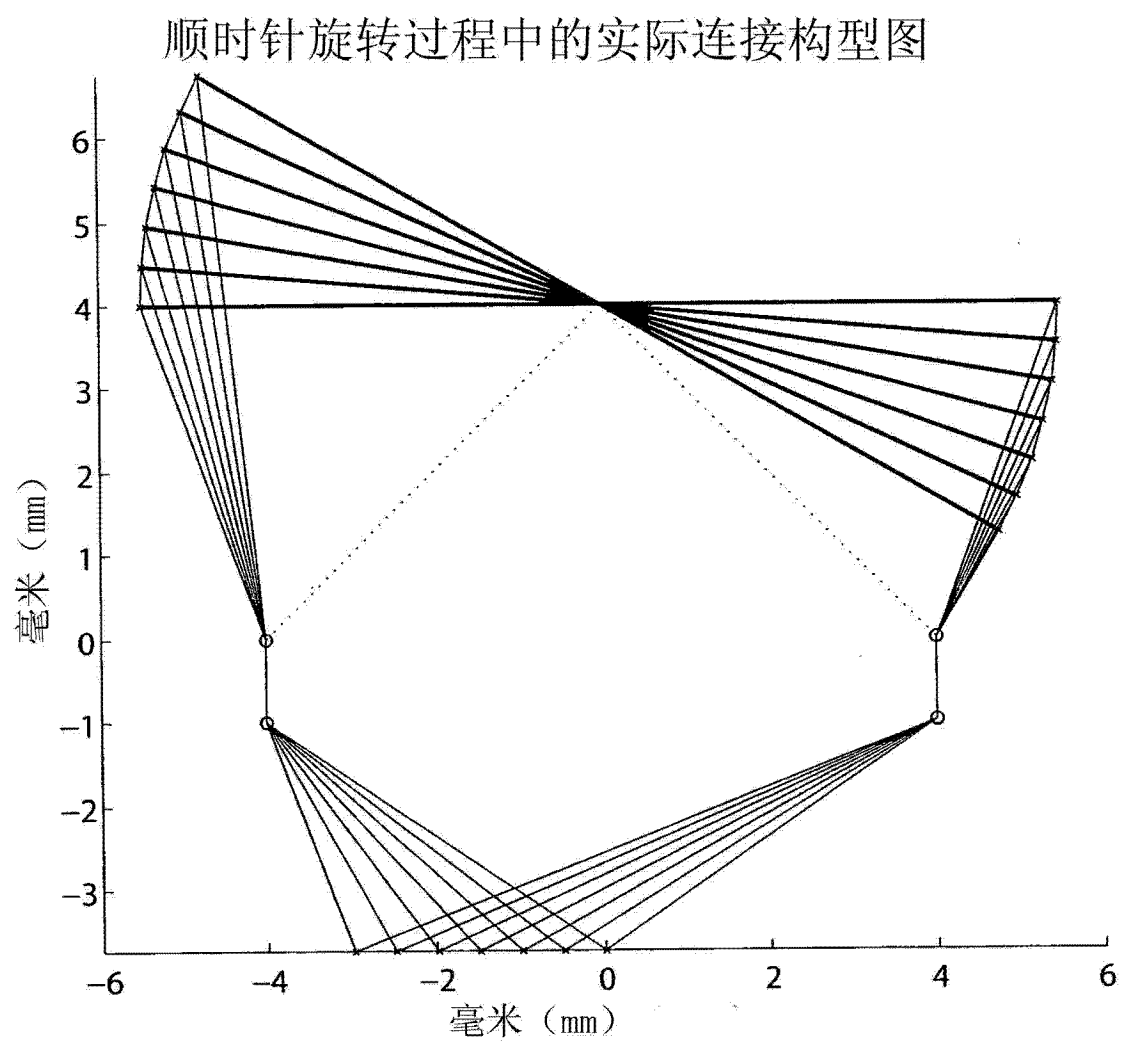


图 25

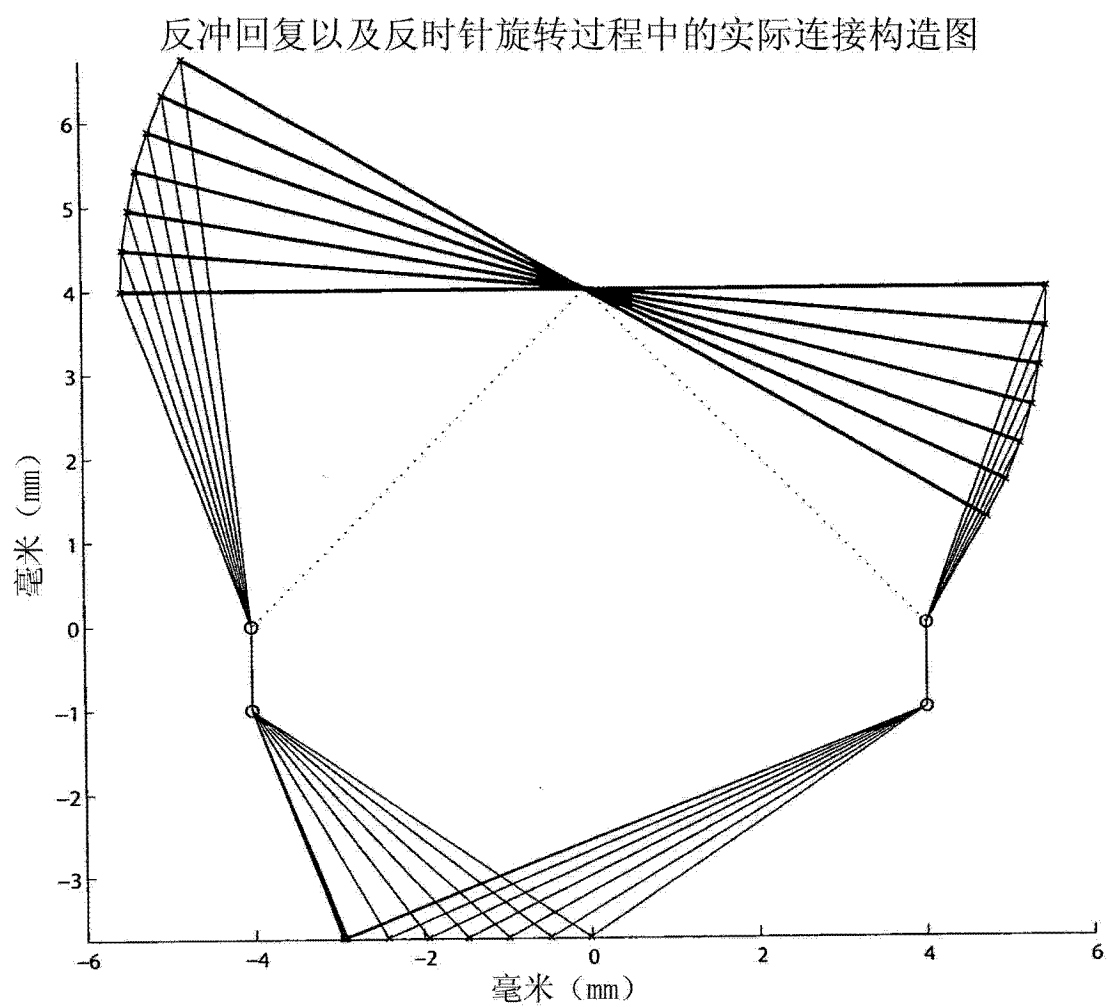


图 26

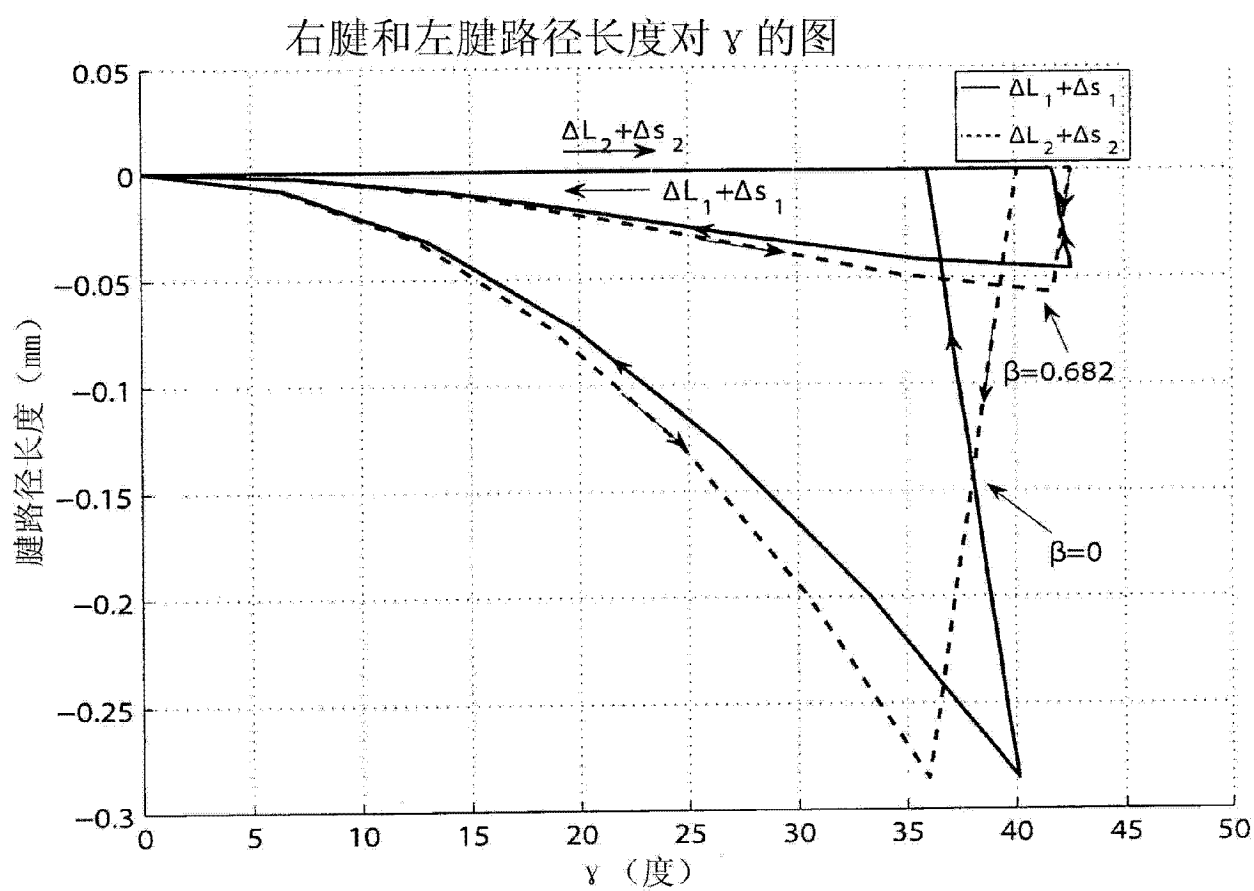


图 27

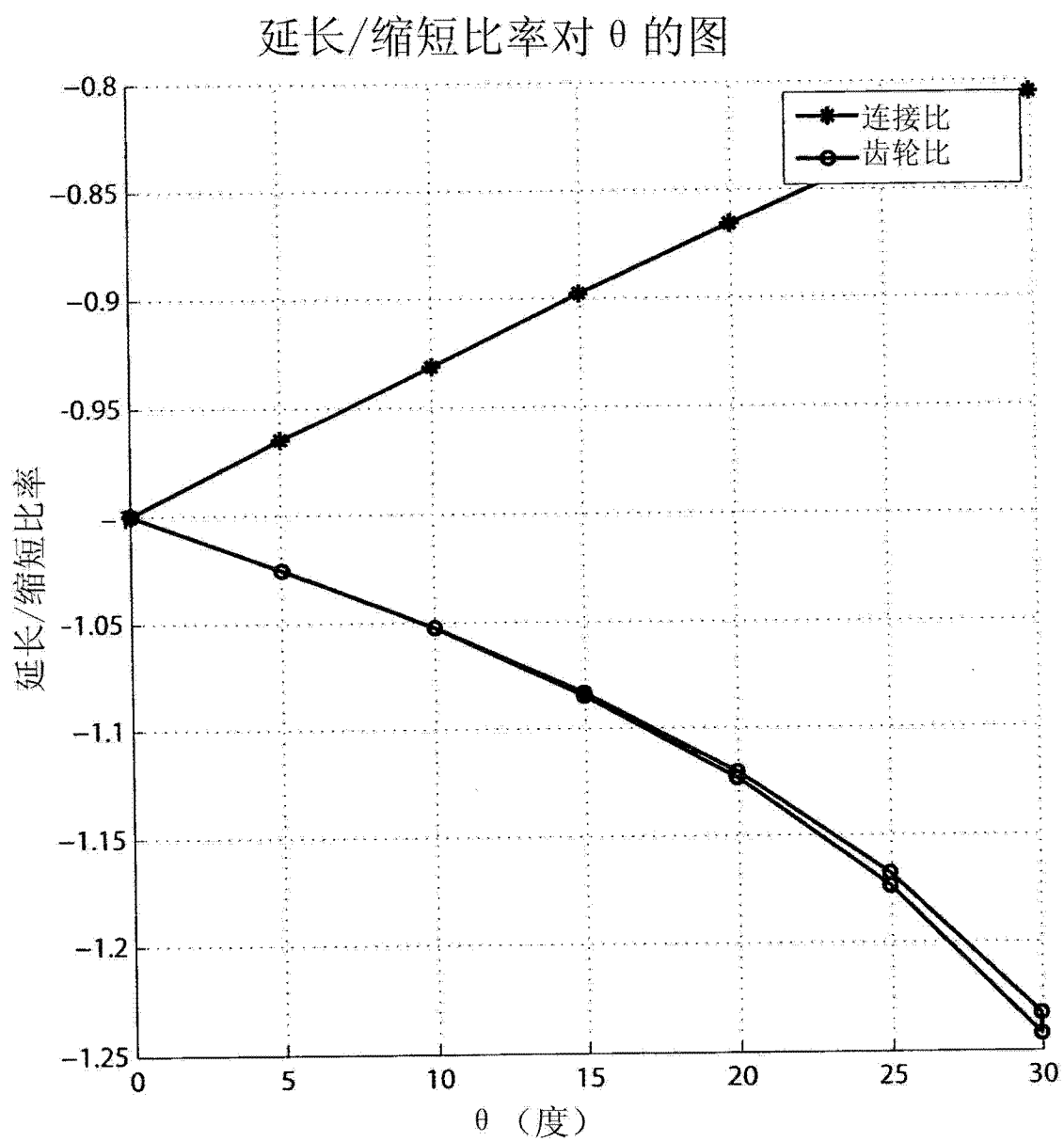


图 28

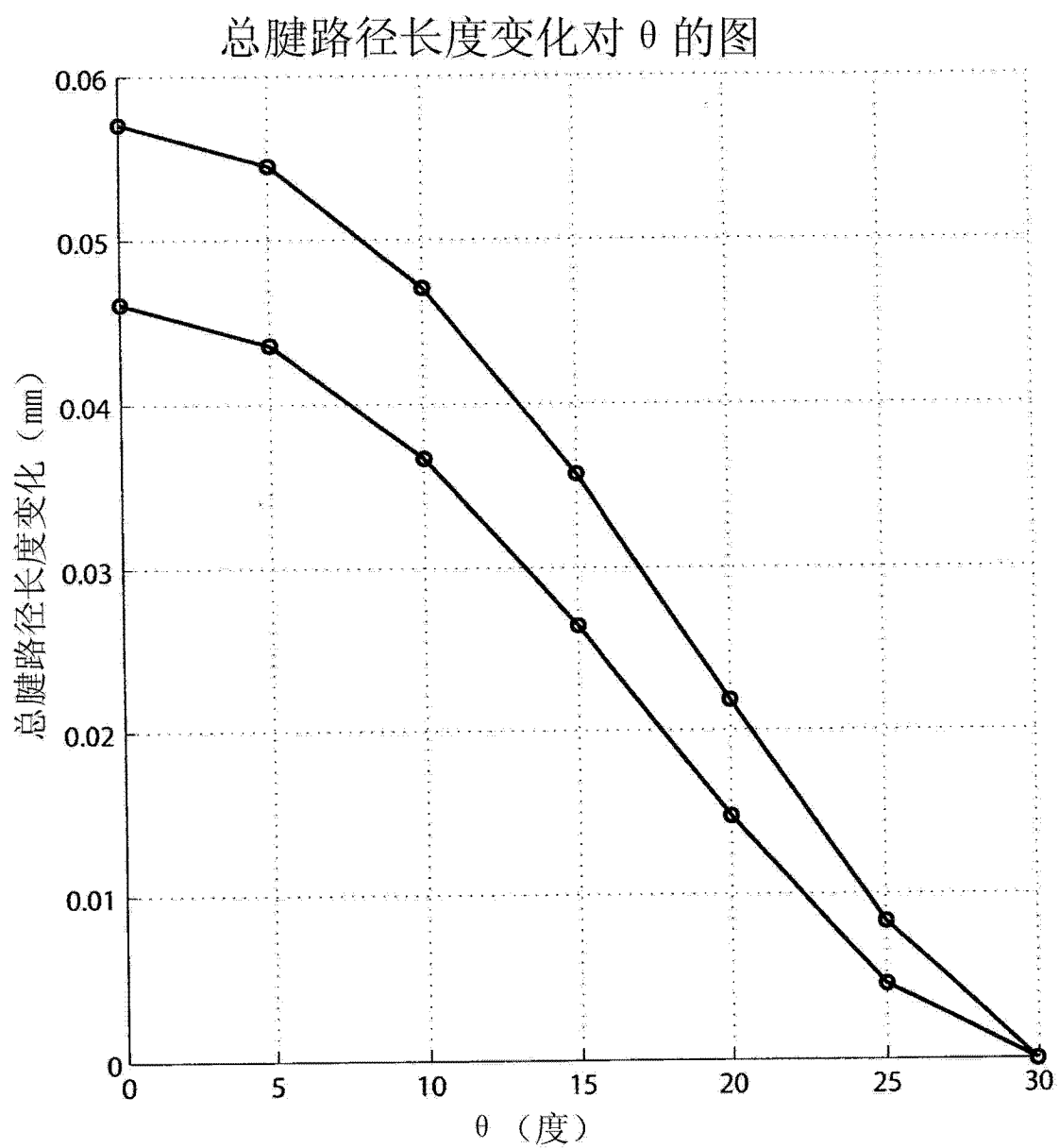


图 29

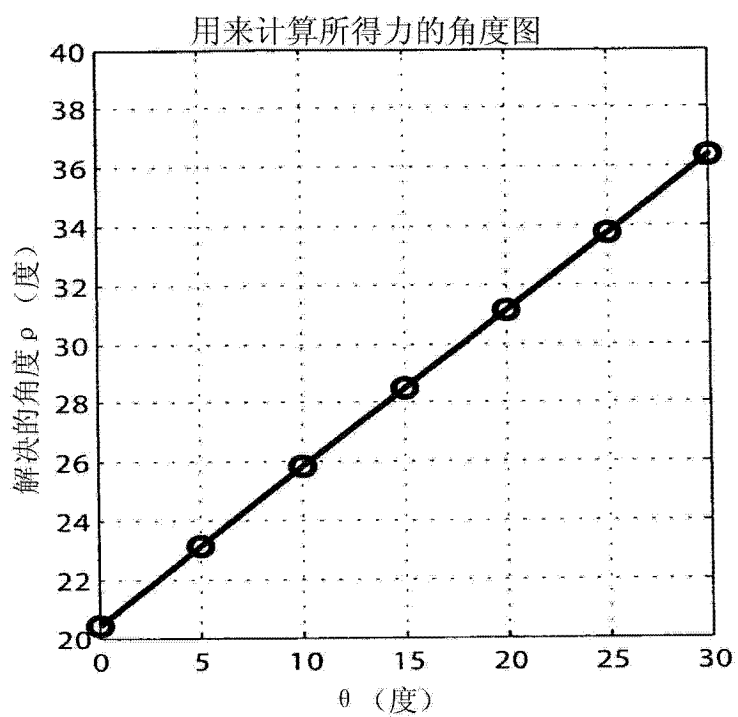


图 30A

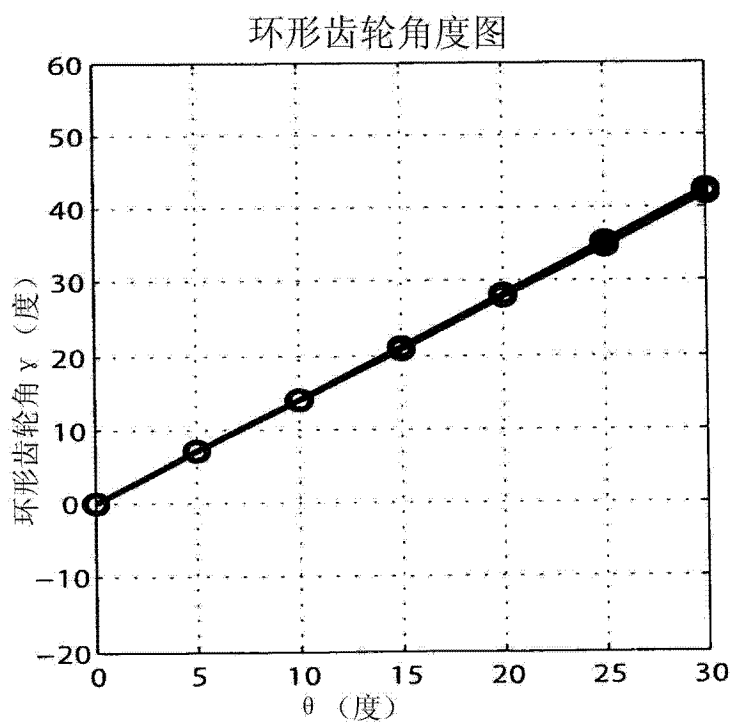


图 30B

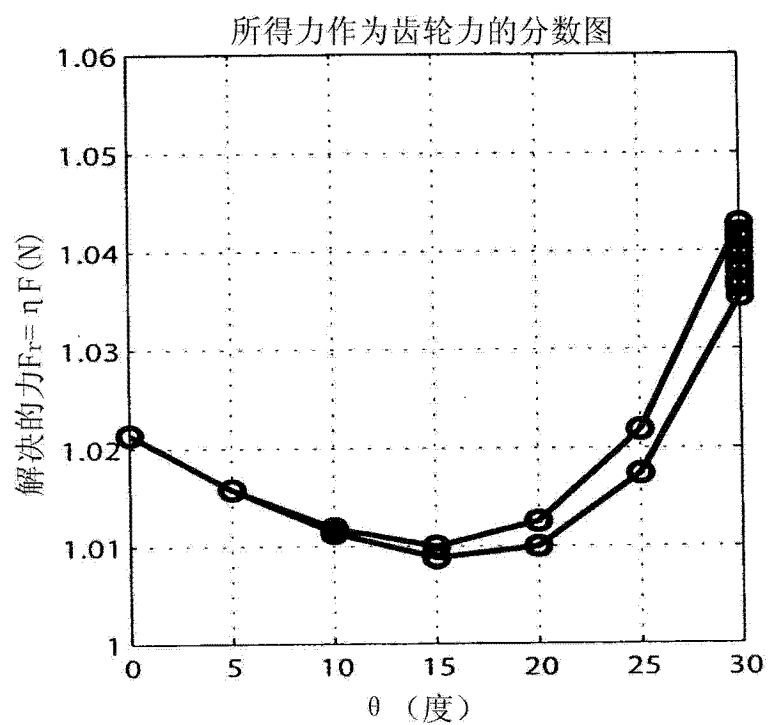


图 30C

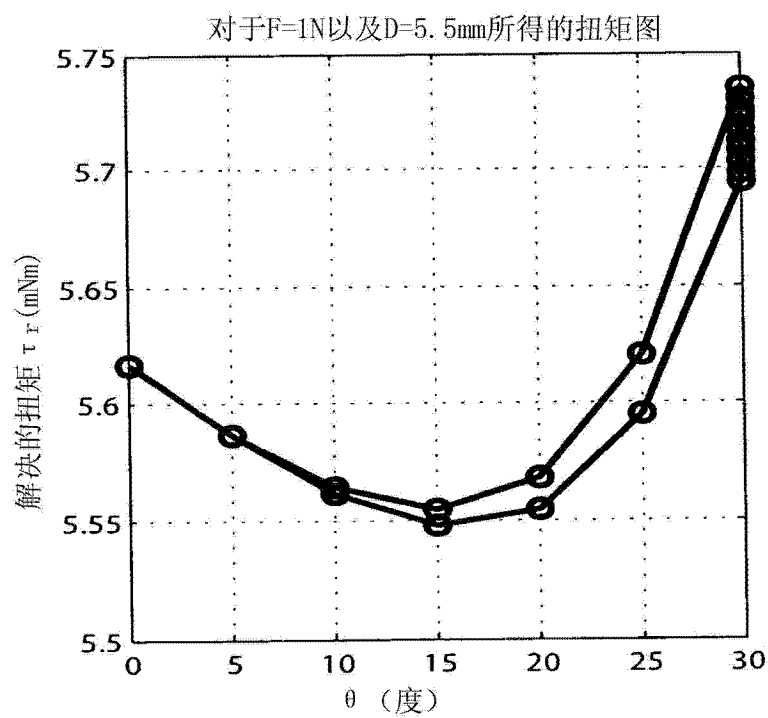


图 30D

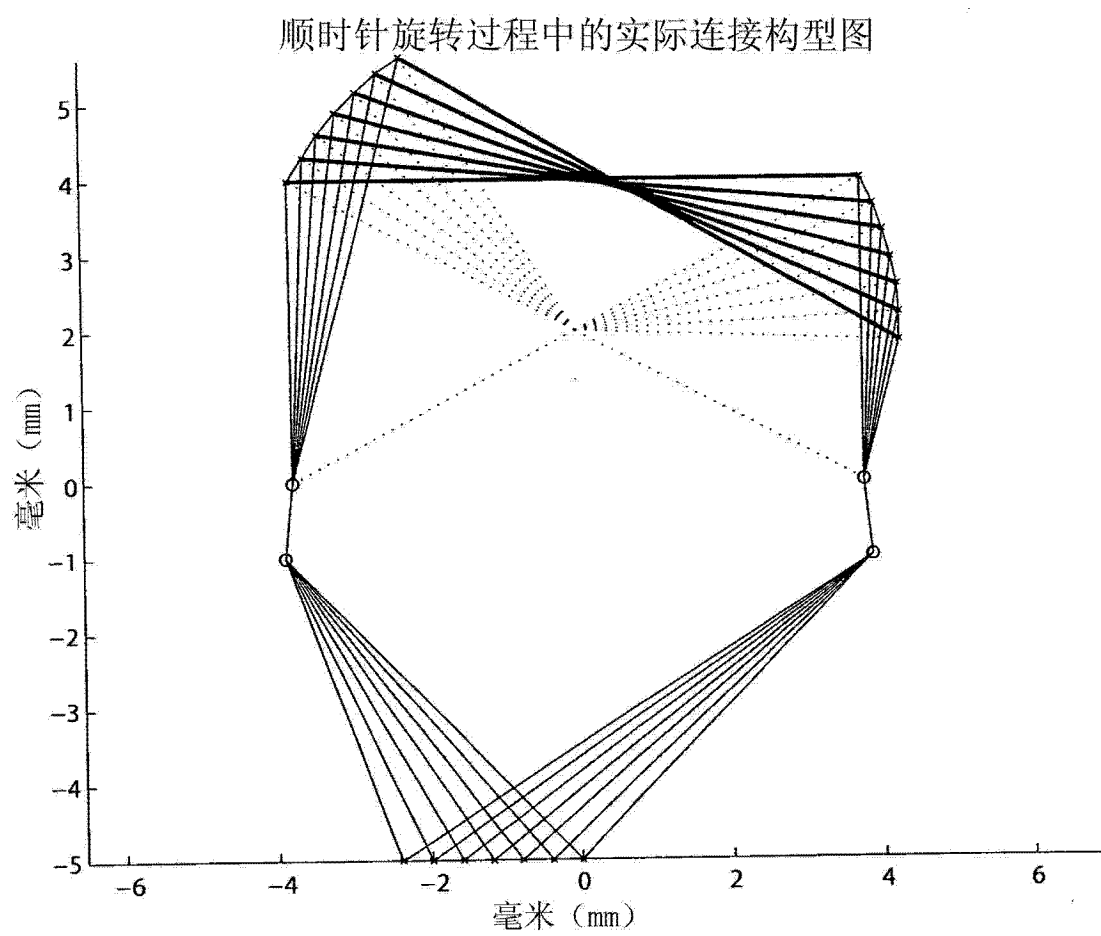


图 31

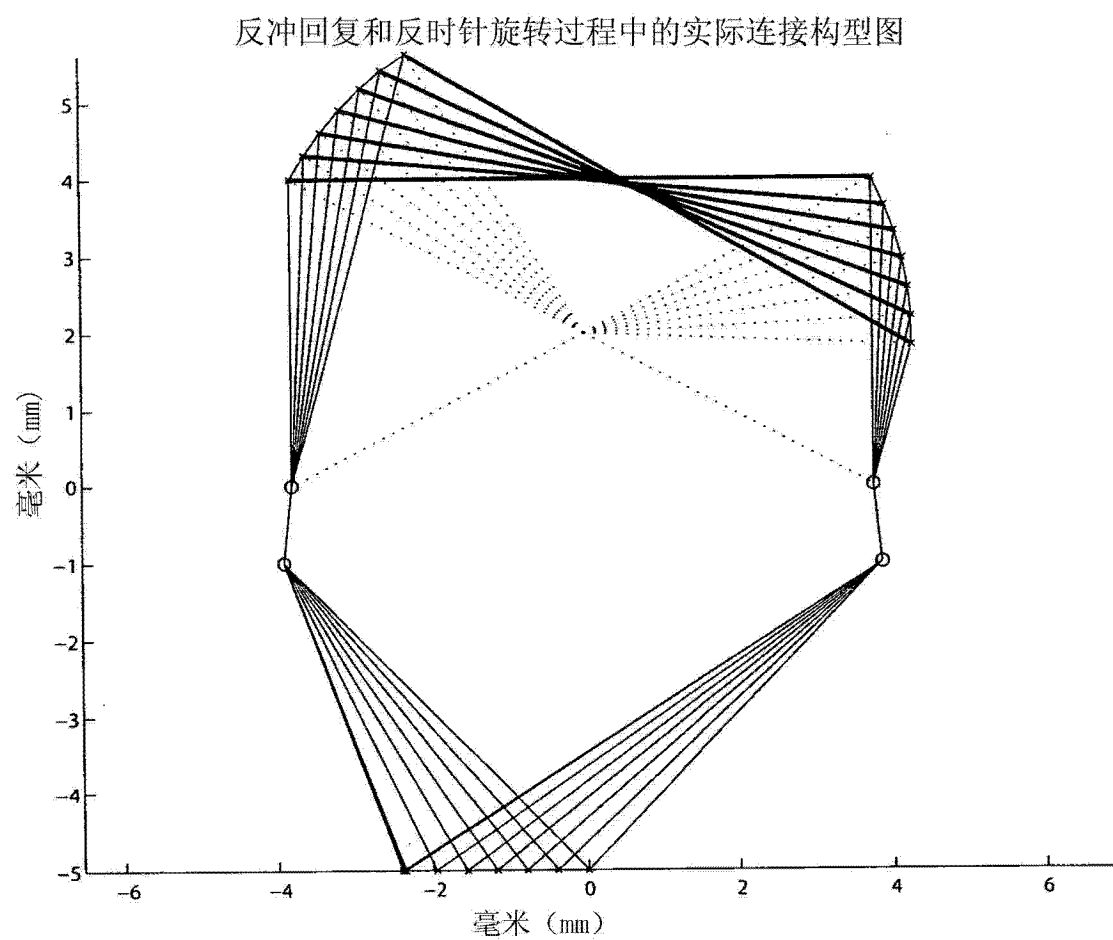


图 32

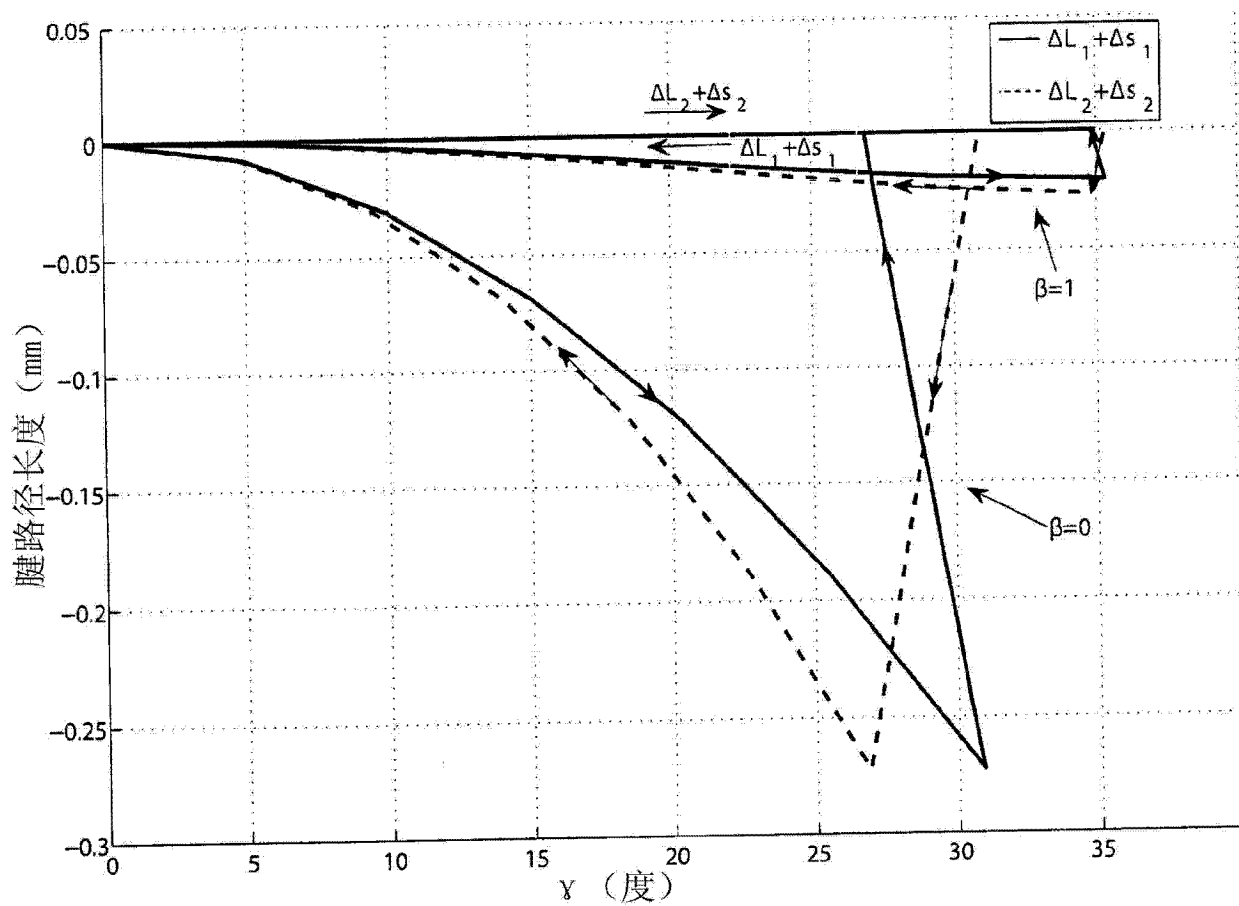
右腱和左腱路径长度对 γ 的图

图 33

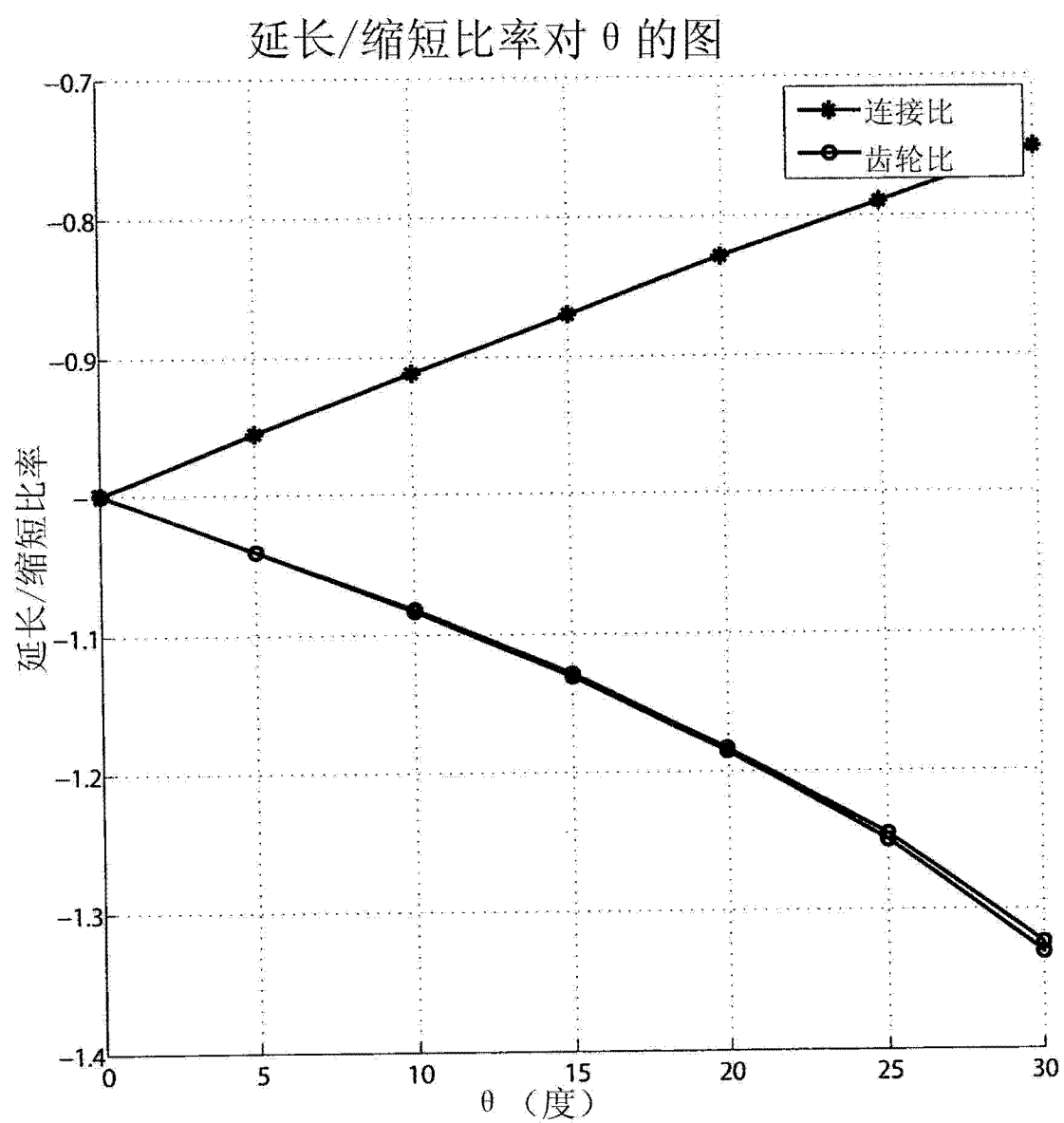


图 34

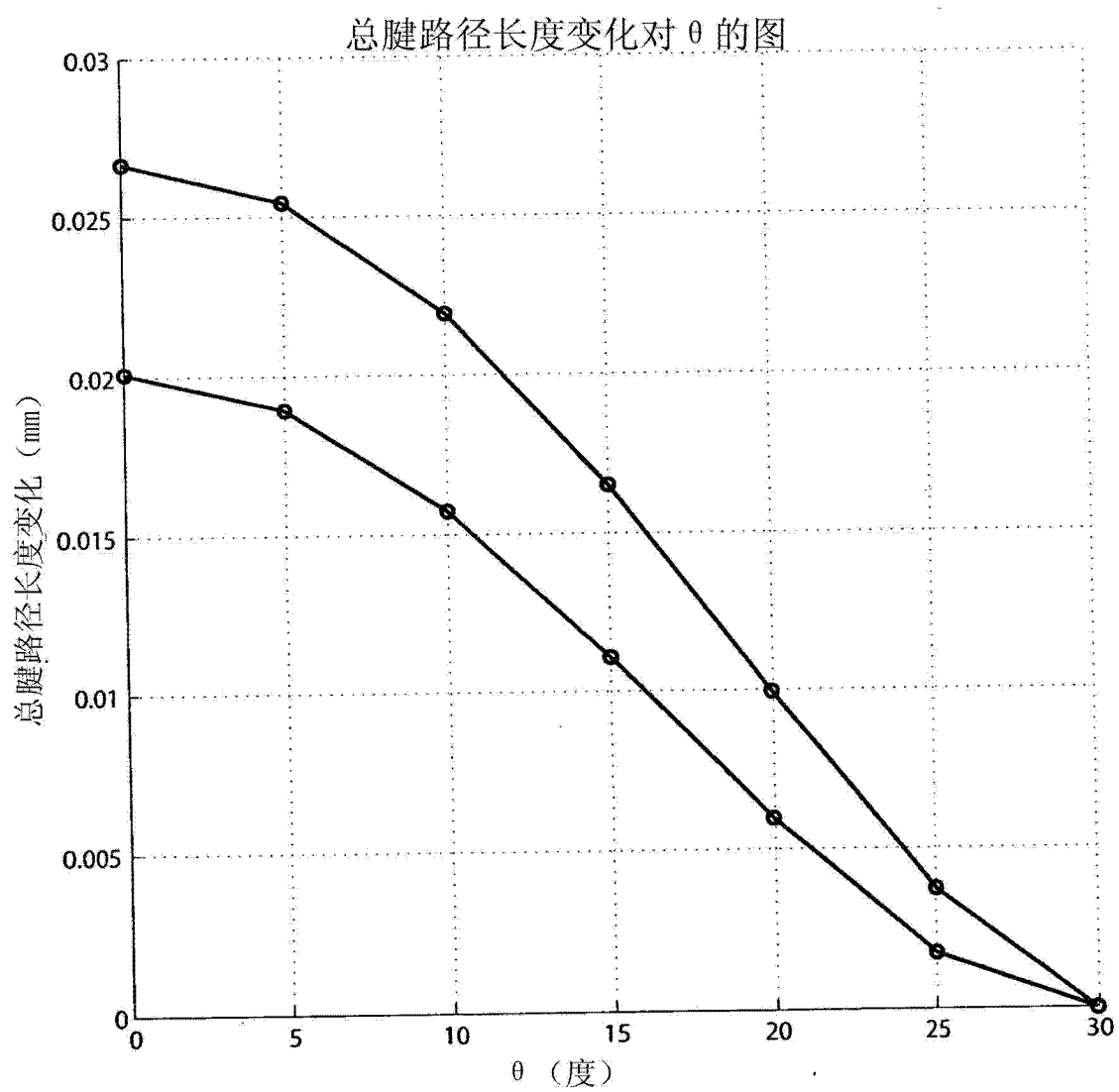


图 35

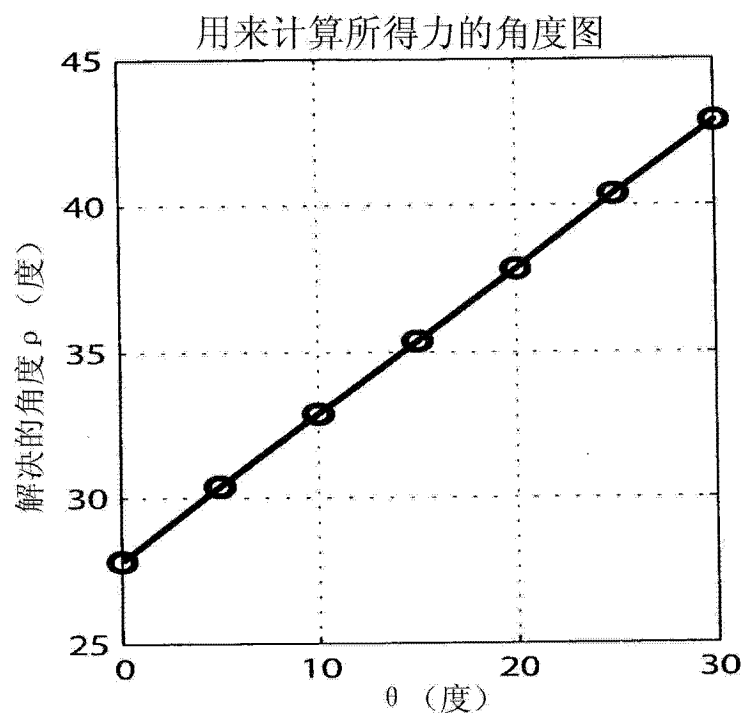


图 36A

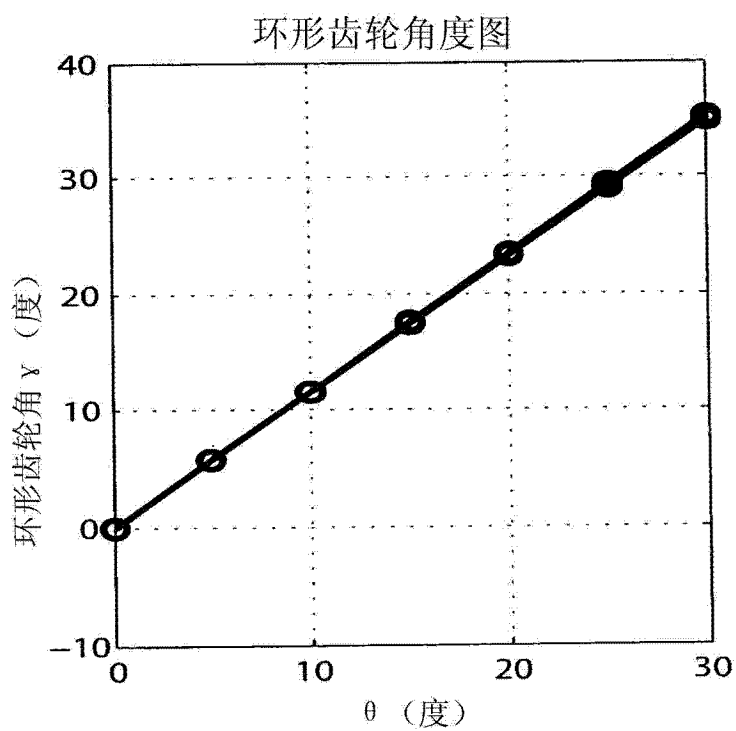


图 36B

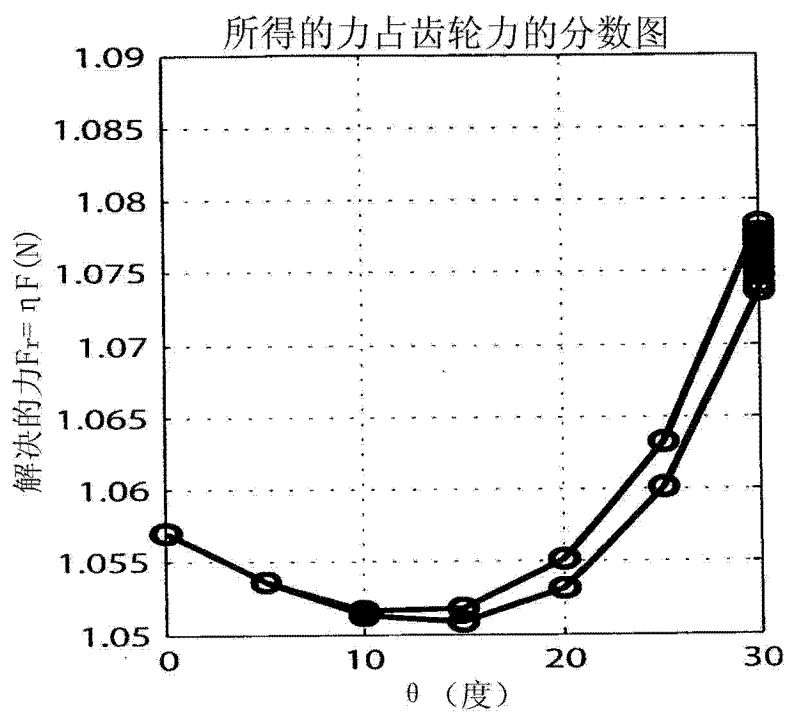


图 36C

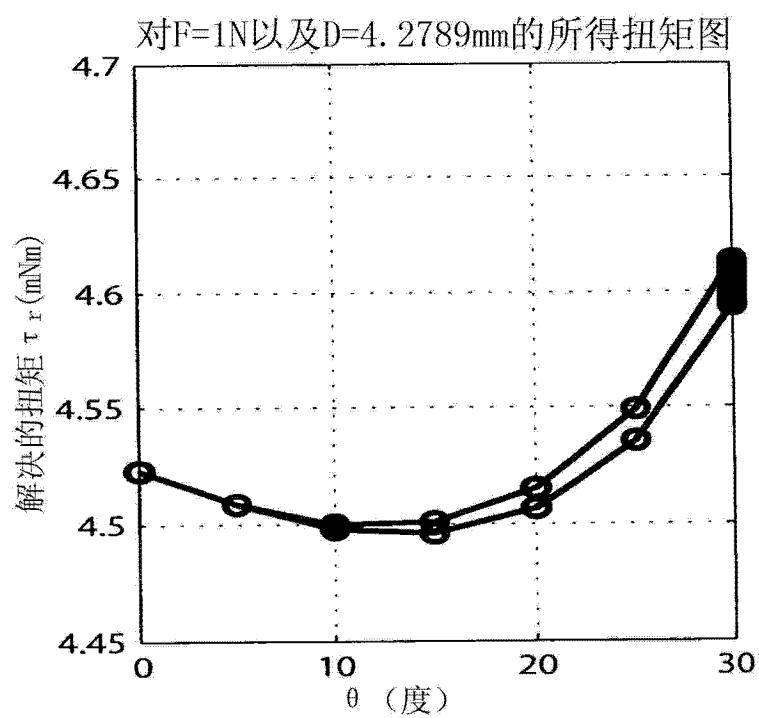


图 36D

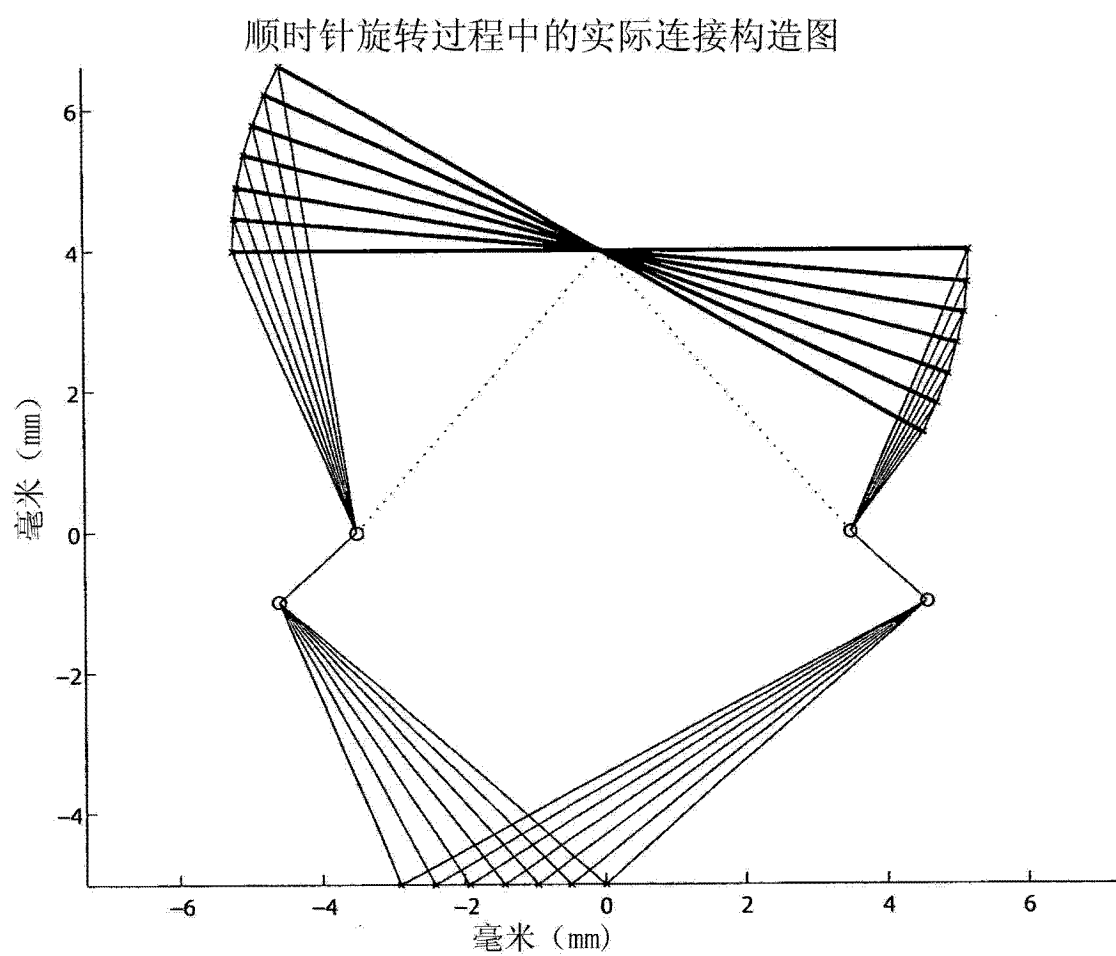


图 37

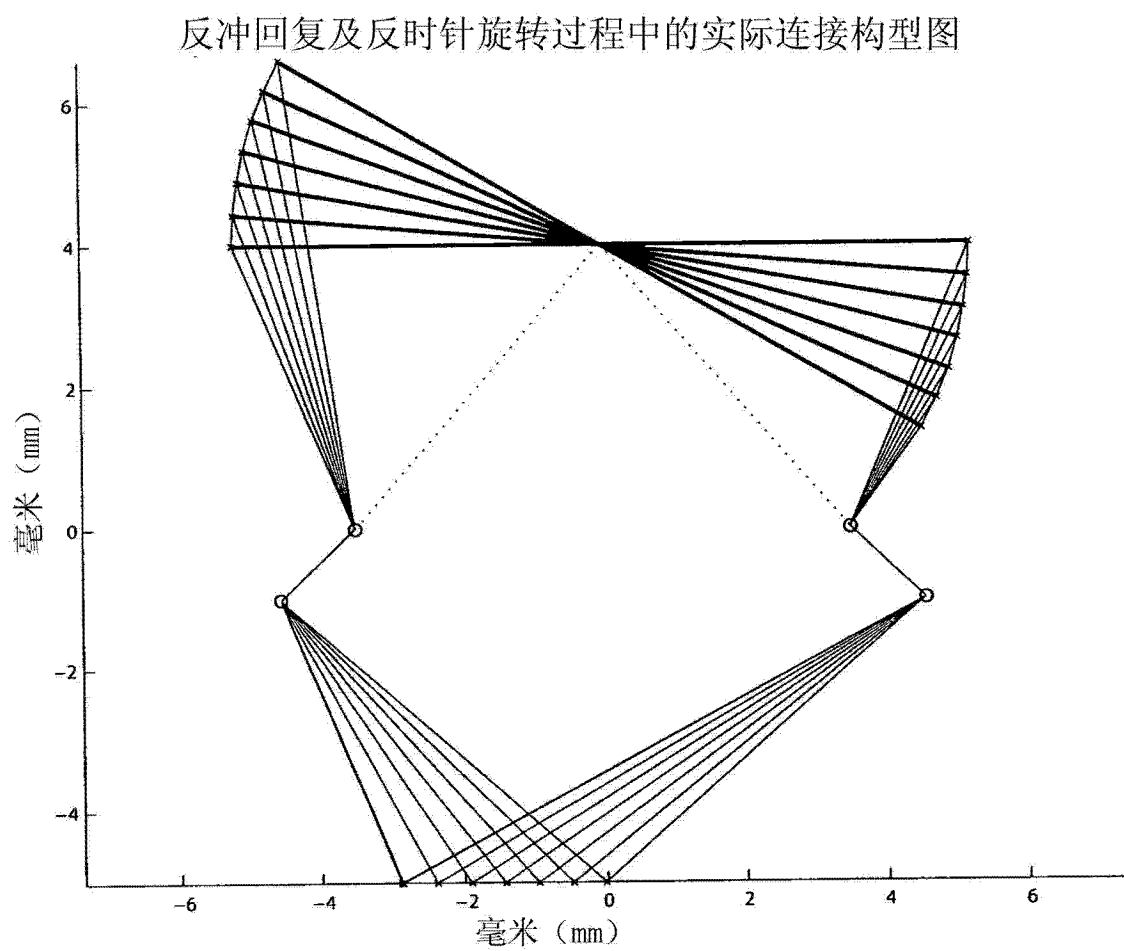


图 38

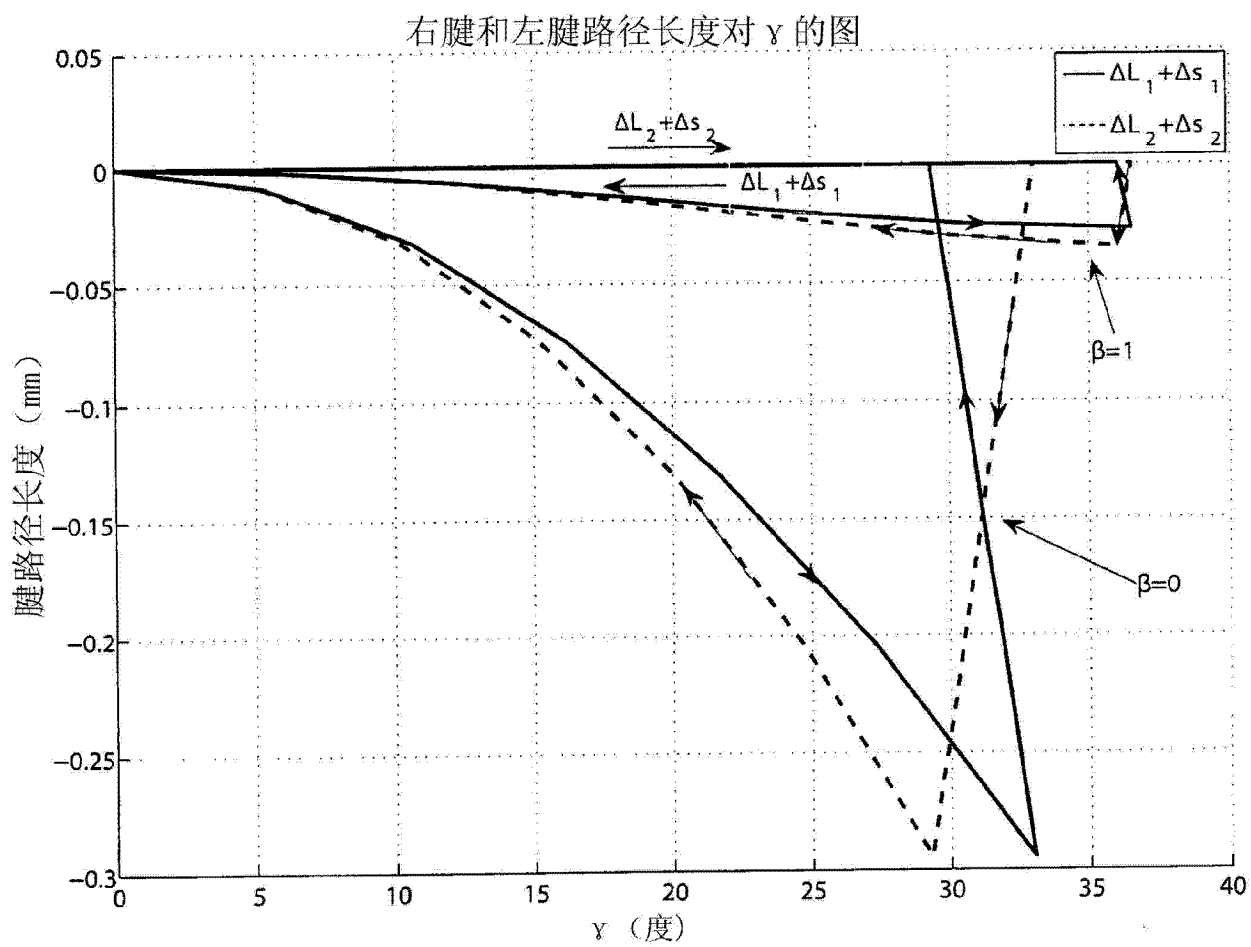


图 39

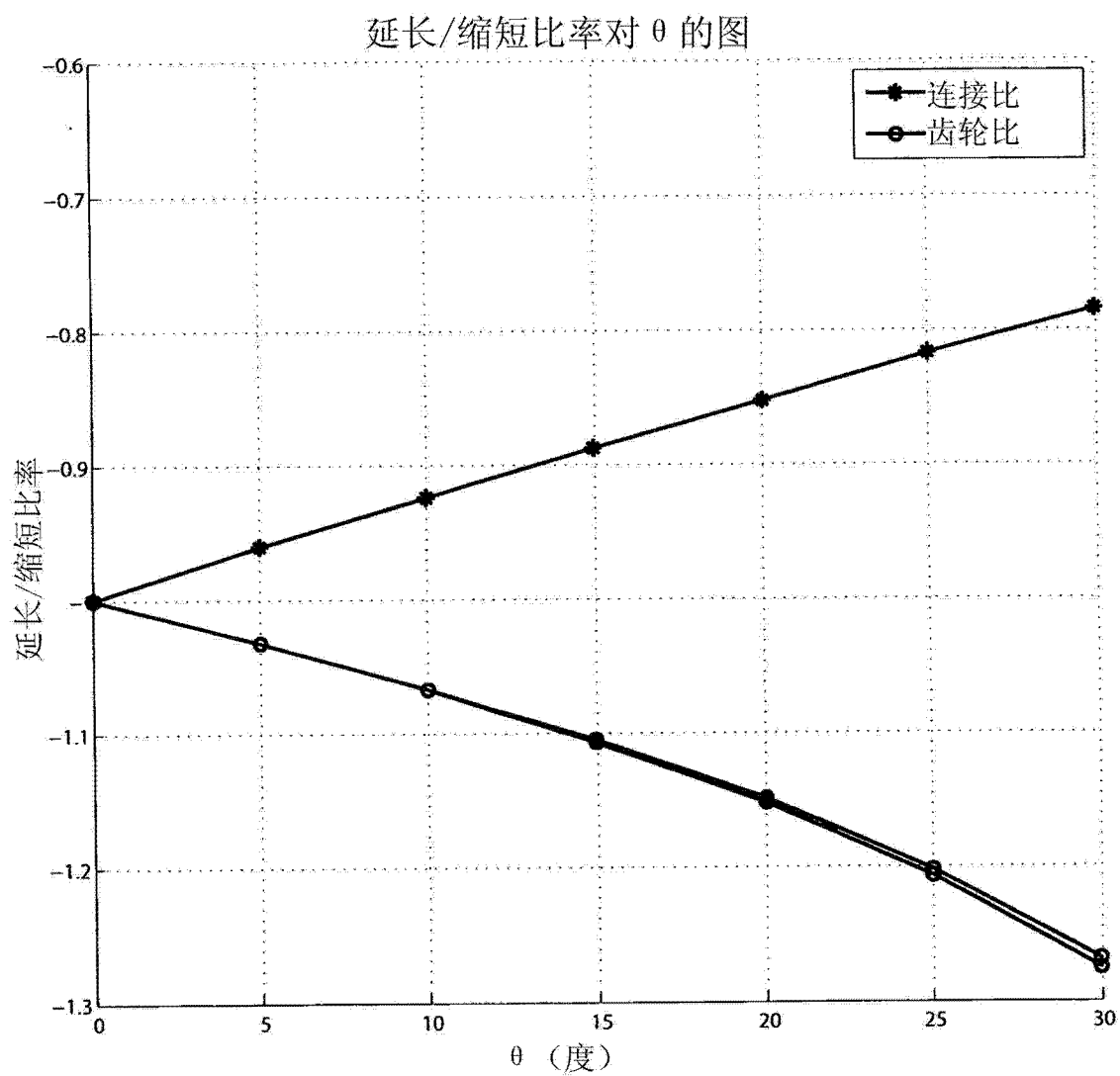


图 40

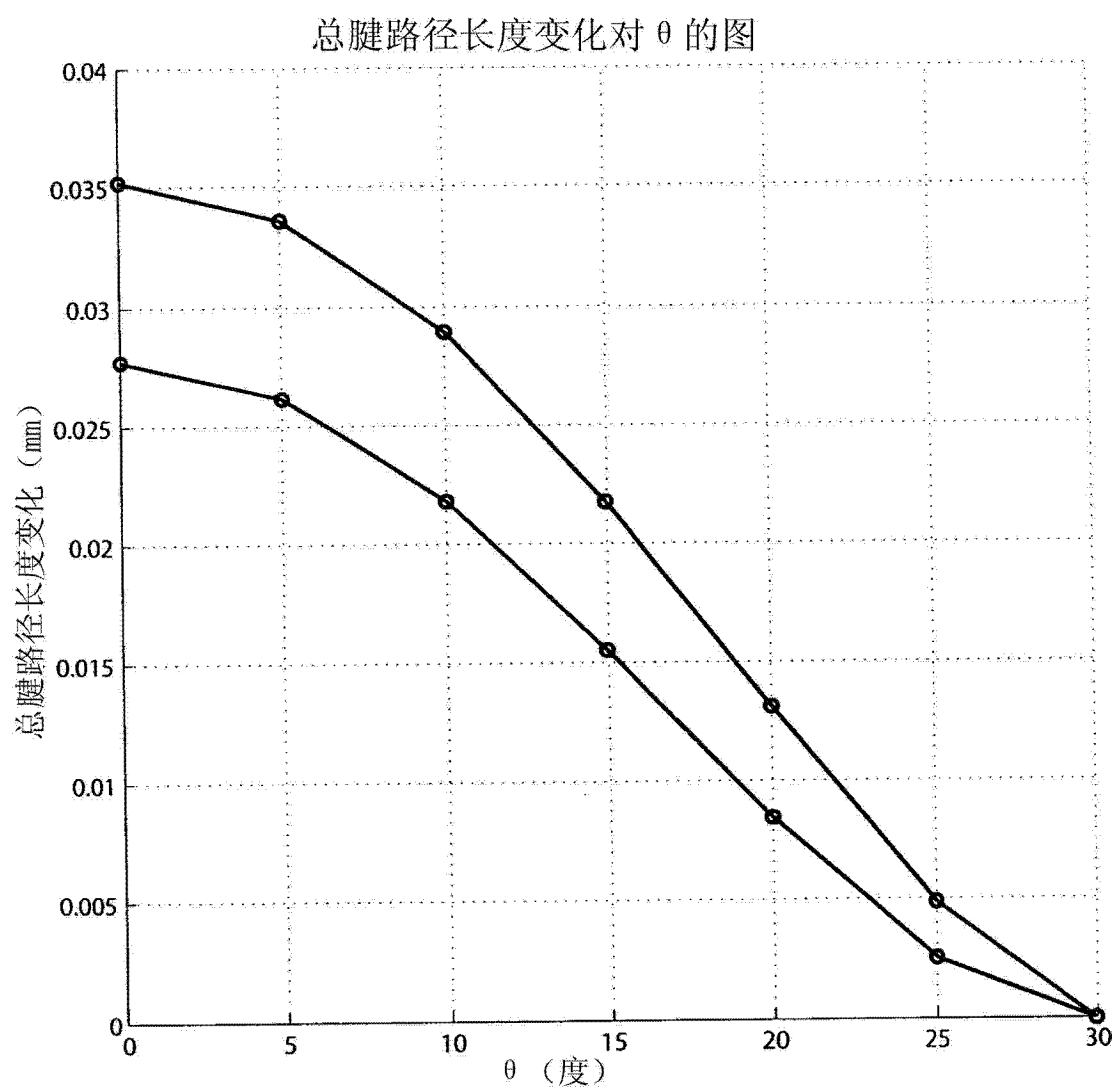


图 41

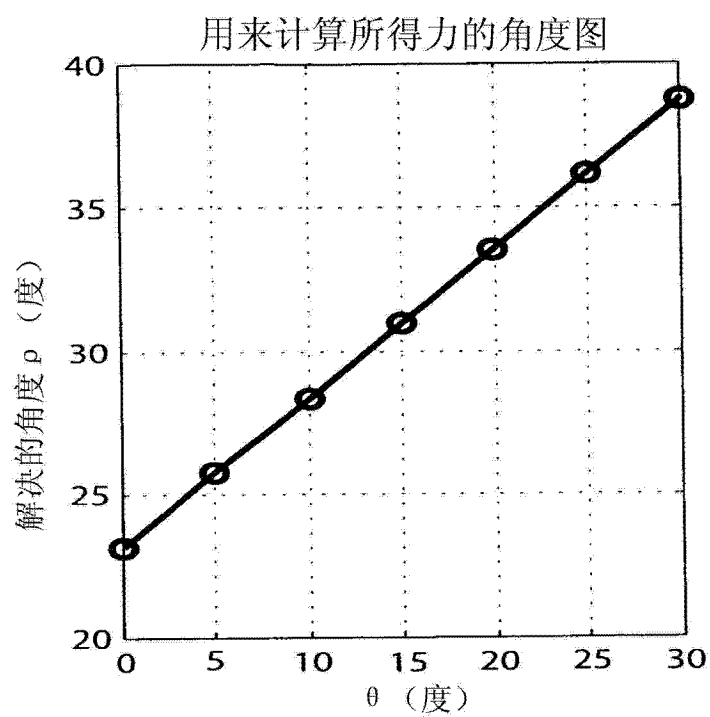


图 42A

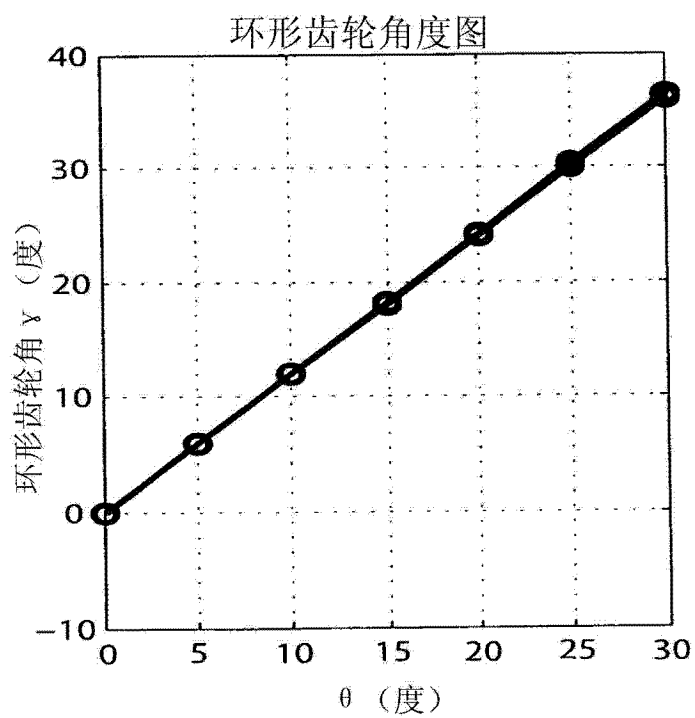


图 42B

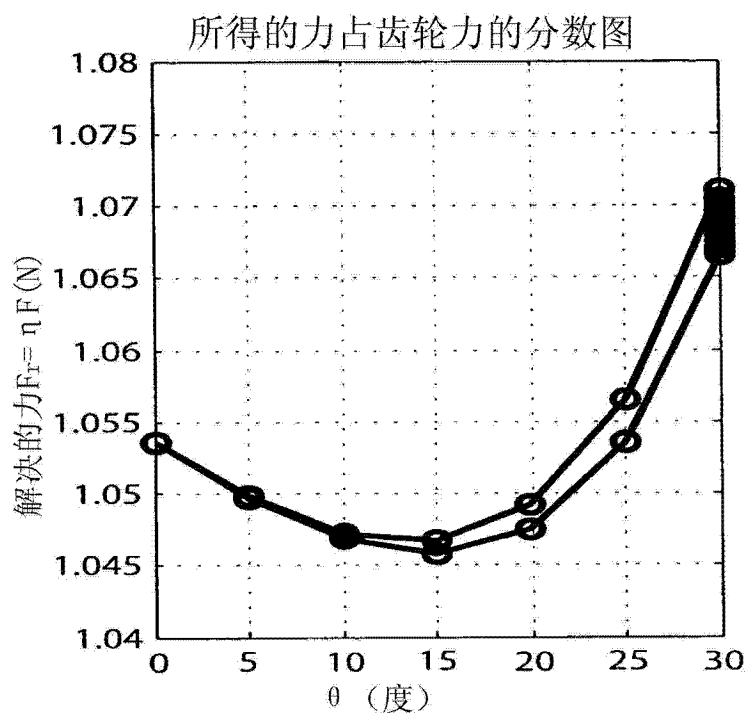


图 42C

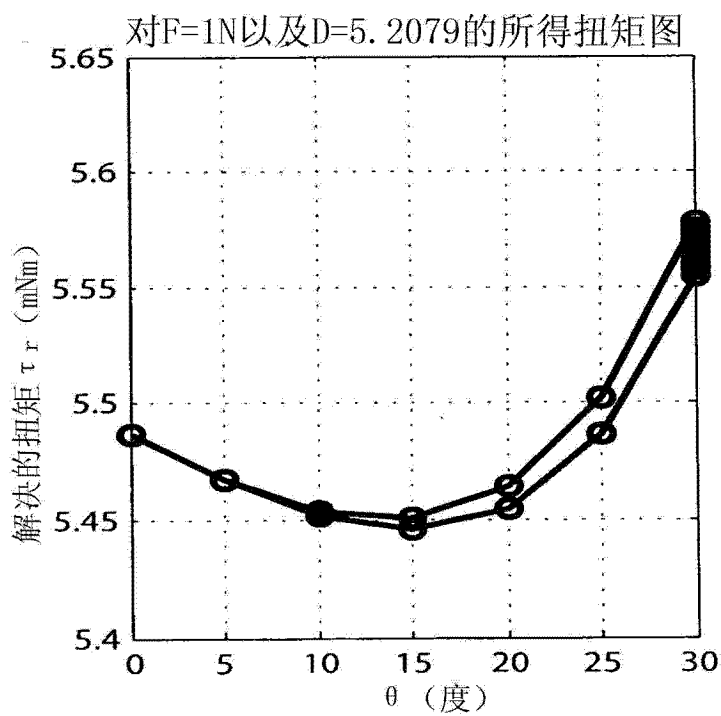


图 42D

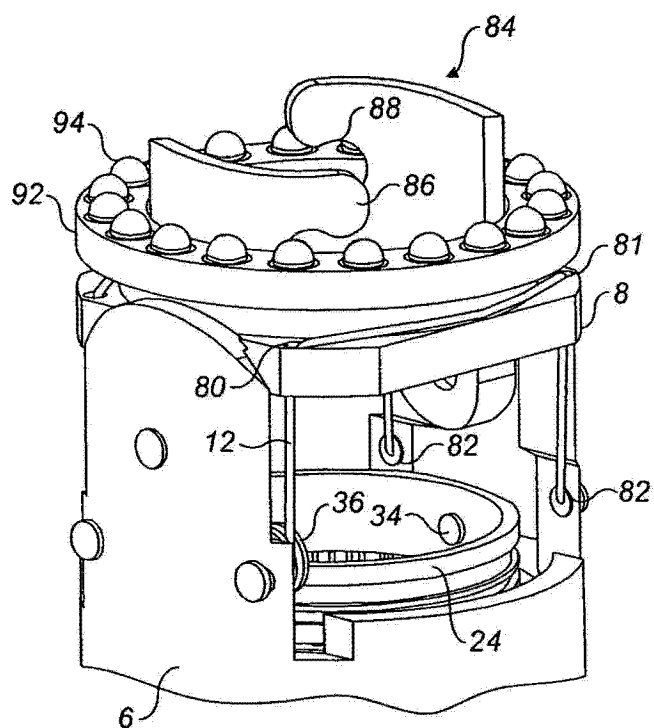


图 43

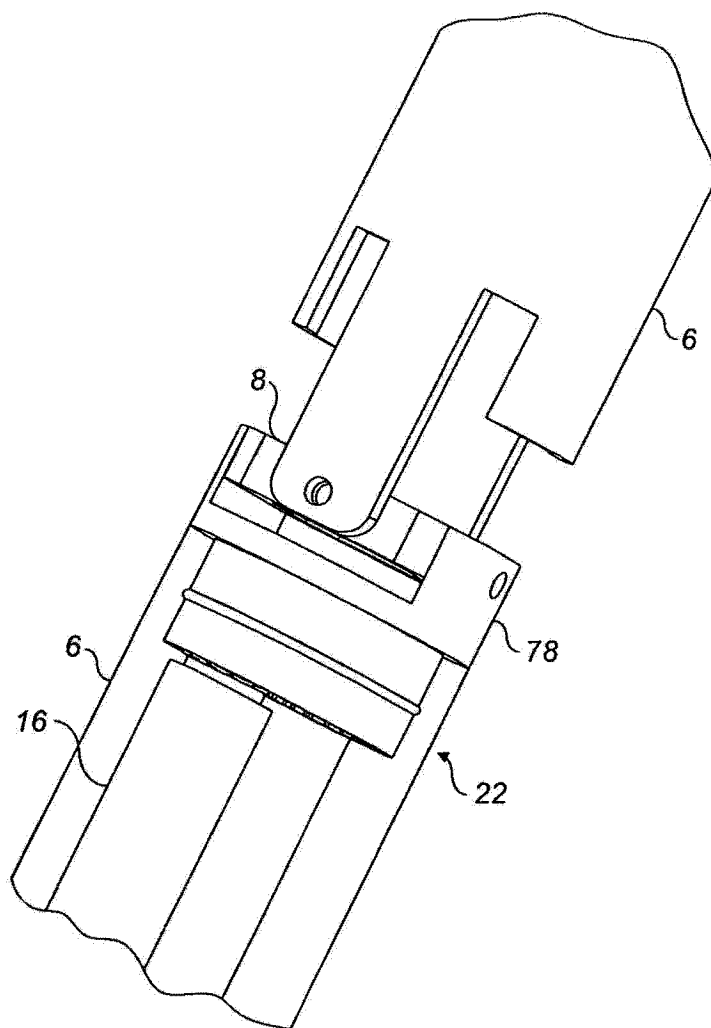


图 44

专利名称(译)	连接装置		
公开(公告)号	CN102573604A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080037799.1	申请日	2010-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	皇家创新有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家创新公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家创新公司		
[标]发明人	杨广中 DP努南 尚建中 V维蒂埃罗		
发明人	杨广中 D· P· 努南 尚建中 V· 维蒂埃罗		
IPC分类号	A61B1/005 A61B1/008		
CPC分类号	A61B1/008 A61B1/0053		
代理人(译)	冯剑明		
优先权	2009010951 2009-06-24 GB		
其他公开文献	CN102573604B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种可驱动连接，其具有传递构件例如环形齿轮，与一连接构件关联，并可通过该构件绕纵轴旋转。特别是公开了两个自由度的可驱动连接，其包括腱驱动连接装置，该装置在连接装置体周围和内部设有传递构件，以把作动力从驱动装置传递到两个腱，所述两个腱驱动该连接装置的旋转自由度。本发明还公开了一种分段设备例如内窥镜，其包括多个这类连接，例如限定用于器械的灵活的和可操纵的导管。

